

Novos materiais dosimétricos para aplicações em física médica

New dosimetric materials for applications in medical physics

Susana O. Souza¹ , Divanízia N. Souza¹ , Oswaldo Baffa² , Francesco d'Errico^{3,4} 

¹Departamento de Física, Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, Brasil

²Departamento de Física, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Brasil

³Scuola di Ingegneria, Università di Pisa, Pisa, Itália

⁴School of Medicine, Yale University, New Haven, Estados Unidos

Resumo

Este artigo apresenta o estado da arte dos materiais dosimétricos para aplicações em dosimetria pessoal e clínica. O objetivo é fornecer uma visão geral das vantagens e limitações dos dosímetros comerciais disponíveis mais usados, bem como novos materiais estudados na atualidade. Resumimos trabalhos recentes publicados sobre materiais cristalinos e vítreos mais discutidos e com melhores perspectivas para uso prático em dosimetria por Termoluminescência (TL), Luminescência Opticamente Estimulada (OSL), Radiofotoluminescência (RPL) e Ressonância de Spin Eletrônico (ESR), e ainda géis, dosímetros plásticos e emulsões superaquecidas. São tratadas novas formas de uso desses materiais, como fibras para dosimetria ativa, filmes dosimétricos para dosimetria 2D, e materiais que possam ser usados em dosimetria tridimensional. Os trabalhos atuais demonstram uma clara tendência da opção do uso cada vez maior de optoeletrônica para obtenção dos sinais e sua leitura.

Palavras-chave: materiais dosimétricos; dosímetros; dosimetria pessoal; dosimetria clínica.

Abstract

This paper presents the state-of-the-art of dosimetric materials for personal and clinical dosimetry applications. The objective is to provide an overview of the advantages and limitations of the most commonly used commercial dosimeters, as well as new materials currently studied. We summarize recent work published on crystalline and vitreous materials more discussed and with better perspectives for practical use in dosimetry by Thermoluminescence (TL), Optically Stimulated Luminescence (OSL), Radiophotoluminescence (RPL), and Electron Spin Resonance (ESR), as well as gels, plastic dosimeters, and superheated emulsions. New forms of use of these materials are treated, such as fibers for active dosimetry, dosimetric films for 2D dosimetry, and materials that can be used in three-dimensional dosimetry. Current works demonstrate a clear tendency of the option of the increasing use of optoelectronics to obtain the signals and read them.

Keywords: dosimetric materials; dosimeters; personal dosimetry; clinical dosimetry.

1. Introdução

Dosimetria é a determinação da exposição ou da dose de radiação em um ponto de um meio específico, que pode ser o ambiente ou o corpo de um indivíduo. Embora a dosimetria de radiação ionizante seja uma atividade presente em áreas diversas, incluindo saúde, indústria, aviação, por exemplo, é na área da saúde que os procedimentos dosimétricos são mais disseminados, porque o princípio ALARA deve ser sempre praticado.

Pesquisas sobre novos materiais e metodologias para emprego em procedimentos dosimétricos estão em franco desenvolvimento. No Brasil, vários grupos de pesquisa têm contribuído para o desenvolvimento de materiais dosimétricos e metodologias para uso desses

materiais. Também têm sido exploradas novas possibilidades de desenvolvimento de objetos simuladores para uso em controle de qualidade em especialidades médicas que empregam radiação ionizante para fins diagnósticos e terapêuticos. O que motiva as pesquisas é a busca de materiais que respondam a uma ampla faixa de doses, com pouca ou nenhuma dependência energética, ou que possuam características que auxiliem no mapeamento de doses em aplicações específicas.

A estratégia correta para encontrar um novo material dosimétrico sensível à radiação está vinculada à área de aplicação do mesmo, bem como do campo de radiação no qual será inserido o detector. As pesquisas nem sempre são realizadas com interesse específico para aplicações em Física Médica. Muitas vezes, os estudos falam justamente

sobre os tipos de feixes de radiação, intervalos de dose e condições às quais os materiais estudados respondem.

A coleta de informações dosimétricas se dá a partir dos processos pelos quais as diferentes radiações podem interagir com o meio material. Entre os processos, os de maior interesse são aqueles que envolvem efeitos como geração de cargas elétricas, traços, luz, calor e alterações da dinâmica de certos processos químicos que provocam mudanças nas propriedades ópticas ou estruturais do material dosimétrico. Os detectores de radiação podem ser formados por um ou mais materiais sensíveis à radiação e um sistema que transforma o efeito da interação da radiação com o material em uma quantidade específica para a medida.

Procedimentos ortodoxos usados no desenvolvimento de dosímetros termoluminescentes (TLD), que são os mais amplamente difundidos, e estudos de fosforescência associados a procedimentos modernos usados em ciências de materiais, como o cálculo computacional de orbitais moleculares (MO), têm sido empregados para estimar os diferentes tipos de sinais emitidos nos materiais prospectivos¹.

Em muitos casos, como na dosimetria pessoal e clínica, o tecido biológico deve ser imitado ao ser substituído pelos materiais que vão gerar o sinal dosimétrico. Não necessariamente a composição precisa ser a mesma dos tecidos humanos, mas é importante que apresente certa similaridade na interação da radiação, determinada pelo coeficiente de atenuação (μ), densidade (ρ) e número atômico efetivo (Z_{eff})². Caso apresente alto Z_{eff} , isso proporcionará ao material uma alta dependência da sua resposta com a energia da radiação incidente e a sua resposta deverá ser corrigida. Os materiais mais utilizados na monitoração individual, além dessas características, devem ser muito sensíveis para medir doses bastante baixas. Na dosimetria clínica, em que é feito o monitoramento das doses em práticas médicas, os dosímetros usados para esse propósito precisam ser capazes de gerar um sinal adequado numa ampla faixa de doses, que vai desde muito baixas até àquelas mais altas aplicadas na radioterapia no foco tumoral.

No âmbito clínico, a escolha de um dosímetro obedece a vários parâmetros, nomeadamente a adequação às energias de radiação utilizadas, segurança, bem como a facilidade de acomodação do dispositivo durante a medição³. Muitas vezes, é necessário que os dosímetros possuam tamanho reduzido para serem inseridos em objetos simuladores ou medir com precisão gradientes de dose nas diversas regiões afetadas por feixes clínicos. Ou, ainda, devem ser muito grandes, simulando um órgão, tecido ou uma parte do paciente. Algumas vezes são empregados para medir a dose depositada em um órgão interno e, em outros casos, para mensurar a dose depositada na pele de um paciente, requisitando-se formatos muito diversos.

Fora da área médica e pessoal, a dosimetria ambiental é responsável pelas medições de dose precisas que são necessárias para garantir o funcionamento adequado dos equipamentos eletrônicos a bordo de aviões e satélites, por exemplo. Já no entorno de instalações radioativas e nucleares, a dosimetria ambiental é feita para monitorar a

liberação de efluentes radioativos e, por isso, os dosímetros usados devem ter uma grande resistência às intempéries, sendo capazes de medir uma vasta faixa de doses a que podem ser submetidos.

No caso da dosimetria retrospectiva, busca-se avaliar a dose depositada em uma área devido a um evento nuclear ou radiológico. Muitas vezes usada como uma ferramenta arqueométrica, também fornece dados para compreender eventos ocorridos no passado. A dosimetria retrospectiva é uma técnica reconhecida para auxiliar na triagem de indivíduos suspeitos de exposição após uma irradiação acidental ou deliberada. Nesses casos, em geral, busca-se avaliar materiais usados no dia-a-dia ou facilmente presentes no meio ambiente^{4,5}.

Falar de materiais é, portanto, falar de uma vasta gama de materiais. Isso requer cuidado ao setor em que se deseja usá-los, conferindo se suas características se inserem bem para o propósito buscado. O objetivo deste artigo é fornecer uma visão geral dos materiais dosimétricos mais usados e estudados na atualidade enfocando a dosimetria pessoal e clínica.

2. Materiais Dosimétricos

Materiais luminescentes são os mais vastamente usados na proteção radiológica pessoal, ambiental, médica e na dosimetria espacial⁶. Os compostos cristalinos utilizados são isolantes de *gap* largo, cuja dopagem com impurezas ou imperfeições cristalinas geram níveis de defeitos apropriados dentro desse *gap*. Elétrons livres e buracos são gerados com a exposição à radiação ionizante. Essas cargas livres podem ser capturadas nos níveis de defeitos dentro do *gap* e retidos ali, à temperatura ambiente, desde poucos segundos até vários de anos, dependendo da profundidade do nível em que foram capturadas. A concentração de cargas aprisionadas pode permanecer registrada no cristal até que seja estimulada e o sinal gerado será relacionado com a exposição à radiação sofrida. Se a estimulação for térmica teremos a Termoluminescência (TL), se for por luz teremos a Luminescência Opticamente Estimulada (OSL)^{7,8}. O princípio da Radiofotoluminescência (RPL), entretanto, apesar de usar o estímulo de luz para produzir o sinal, é bastante diferente da OSL, pois os centros de luminescência não desaparecem depois de serem lidos. No vidro de fosfato ativado por prata, os íons de prata (Ag^+) são uniformemente distribuídos. A irradiação cria elétrons livres (e^-) e buracos (h^+), que migram com diferentes constantes de difusão, causando a formação de centros de luminescência estáveis. A formação desses centros de luminescência é diretamente proporcional à dose depositada no dosímetro para uma ampla faixa⁹. Os efeitos da dose produzidos nos materiais também podem ser medidos por Ressonância de Spin Eletrônico (ESR), que à semelhança da RPL não destrói a informação durante o processo de leitura, mas em geral é uma técnica menos sensível que TL ou OSL. A análise quantitativa de sinais ESR de radicais livres produzidos pelo efeito da radiação é bastante usada para a dosimetria.

Tanto materiais dosimétricos naturais quanto sintéticos são utilizados em dosimetria luminescente. Dosímetros sintéticos têm a vantagem de possuírem composição química precisa e de serem produzidos por síntese controlada, o que possibilita reprodutibilidade adequada. Por outro lado, os dosímetros de materiais naturais encontram aplicação, por exemplo, em dosimetria retrospectiva e podem ser uma alternativa de menor custo aos sintéticos. Além disso, eles podem estar mais prontamente disponíveis em grandes quantidades.

Para os dosímetros luminescentes, o mecanismo de deposição da energia de radiação está diretamente relacionado com a composição estrutural dos materiais que os compõem. A estrutura cristalina de um composto pode ser controlada através da escolha adequada da rota de produção, por isso é importante conhecer as relações entre os métodos de preparação e as propriedades luminescentes do material.

2.1. Dosimetria Luminescente Pessoal

No campo da dosimetria pessoal, cujo objetivo é a monitoração da dose de radiação recebida pelos trabalhadores durante a exposição ocupacional de rotina, os detectores de estado sólido passivos ainda são dominantes. Isso se deve ao seu baixo custo, alta confiabilidade e rendimento elevado¹⁰.

A utilização da estimulação térmica é o método de leitura predominante desde a década de 1940, com seus dosímetros termoluminescentes (TLD). É simples e bastante reprodutível a medição da dose absorvida depositada por radiação ionizante de baixo LET (*linear energy transfer*)².

A dosimetria OSL é relativamente recente em comparação com a TL. Só foi viabilizada para aplicação rotineira em dosimetria há pouco mais de uma década. A OSL é conceitualmente simples, assim como a TL, e é um método de dosimetria preciso e versátil, que prevê alto desempenho e excelentes vantagens operacionais em comparação com a termoluminescência. Porém, é inovadora por combinar qualidades que não poderiam ser obtidas com a TL¹¹. Recentemente, os dosímetros de luminescência opticamente estimulada (OSLD) têm entrado no mercado mundial devido ao argumento de que as armadilhas de elétrons são esvaziadas durante o aquecimento dos TLD e a informação sobre a dose é apagada permanentemente, enquanto a leitura por estimulação óptica pode ser repetida várias vezes, visto que muitos elétrons ainda permanecerão nas armadilhas após uma estimulação óptica curta. Outra vantagem da OSL frente à TL é a eliminação dos efeitos térmicos de alterações na estrutura de defeitos do material por causa da difusão térmica e o *thermal quenching*, que consiste na diminuição da eficiência luminescente com o aumento da temperatura¹². Entretanto, os OSLD precisam ser permanentemente protegidos da estimulação luminosa, o que dificulta a produção de materiais para usos diversos e limita bastante suas aplicações. É nesse nicho que alguns pesquisadores se voltaram para o desenvolvimento de novos materiais RPL, que poderiam ser aplicados em sistemas dosimétricos diversos, mesmo que estes sejam expostos à luz.

No estado da arte da dosimetria TL, tem se dado ênfase às vantagens que são obtidas com essa técnica pelo uso de análise de curva de emissão computadorizada em controle de qualidade, dosimetria ambiental de baixas doses, aplicações médicas principalmente quanto à precisão, aplicações microdosimétricas e dosimetria de campo misto¹.

Enquanto diversos materiais podem ser empregados em dosimetria TL, encontrar aqueles que reúnam características ideais para dosimetria OSL é, ainda hoje, um grande desafio científico. As pesquisas com materiais que apresentam OSL estão em franco desenvolvimento, visto que apenas dois deles estão disponíveis comercialmente¹³. O $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ (Landauer Inc.) é o mais comum¹², embora a adoção do BeO (Brush Ceramics Products, Materion Co.) esteja aumentando, motivada pela sua alta sensibilidade (dose mínima detectável de $\sim 20 \mu\text{Gy}$), z_{eff} de 7,2 e dose-resposta linear ao longo de seis ordens de grandeza^{14,15}.

Além do sinal OSL, o $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ também emite sinal de radioluminescência (RL), que pode ser medido através de um sistema de fibras óticas acoplado ao dosímetro¹⁶. O sinal RL é utilizado para monitoração, em tempo real, da taxa de dose, e o sinal OSL possibilita a avaliação de doses em procedimentos dosimétricos¹⁷. Atualmente, a técnica OSL vem sendo utilizada em dosimetria clínica e para monitoração pessoal^{18,19}. Porém, o $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$, que é o material OSL padrão para uma série de aplicações, tem algumas limitações, como sua elevada densidade ($3,85 \text{ g/cm}^3$) e seu z_{eff} de 11,3, o que representa uma resposta 4 vezes maior para feixes de raios X de baixas energias (da ordem de 20 a 30 keV). Isso demanda calibrações apropriadas e correções para energias usadas em radiologia diagnóstica. A baixa seção de choque para nêutrons é também outra limitação²⁰. Essa escassez de materiais adequados para aplicações médicas ou dosimetria de nêutrons tornou-se o principal desafio da técnica OSL.

Atualmente, o princípio da RPL tem sido objeto de estudo para alguns materiais, mas é aplicado comercialmente a apenas um vidro de fosfato, o dosímetro RPL GD-352M (Chiyoda Technol)²¹. Portanto, o maior desafio da expansão da RPL está também na escassez de materiais adequados às diversas aplicações.

Entre os requisitos para a monitoração individual estão a ρ e z_{eff} próximos ao do tecido humano, além da necessidade dos dosímetros serem sensíveis para medir doses bastante baixas com sinal estável por período suficiente para que não haja perdas entre a exposição e a leitura do dosímetro. Por esses motivos, os TLD mais populares são baseados no LiF, cujo z_{eff} ($\sim 8,14$) é muito próximo ao do tecido mole ($7,4$)². Adequadamente dopado, o LiF apresenta praticamente todas as características necessárias para um bom material dosimétrico. O LiF está disponível comercialmente como monocristais, pós ou pós contidos num ligante de PTFE. O LiF:Mg,Ti, produzido pela Harshaw Company (U.S.), com o nome comercial de TLD-100, é ainda o TLD mais comumente utilizado em diversas aplicações. Apesar disso, apresenta intervalo de linearidade curto em função da dose absorvida (10^{-6} a 10 Gy), o que limita

a sua aplicabilidade, principalmente em áreas que demandam doses altas. Sua curva complexa e a necessidade de tratamentos complicados para sua reutilização levaram à pesquisa de novas formulações para os TLD. Um deles, o LiF:Mg,Cu,P (MCP-N: TLD Poland, GR-200: SDDML China) tem sensibilidade muito alta, permitindo medidas de doses extremamente baixas de radiação gama e X, e ainda apresenta curva de emissão e procedimentos para sua reutilização mais simples que o TLD-100²². Entretanto, o LiF:Mg,Cu,P tem rápida diminuição da sua sensibilidade com o aumento da densidade de ionização, que é um efeito microdosimétrico resultante da saturação do sinal TL pela alta deposição de energia²³.

Atualmente, os principais TLDs utilizados em dosimetria pessoal são os TLD-100, TLD-600 e TLD-700 (Electron Corp). Outros dosímetros TL muito utilizados são o $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$:Cu e o CaSO_4 :Tm (Panasonic system). Os TLD-600/TLD-700 são comumente utilizados para dosimetria de nêutrons albedo. Os TLD-600 são sensíveis a nêutrons térmicos e à radiação gama, enquanto que os TLD-700 servem para discriminar a contribuição da radiação gama na resposta dos TLD-600²⁴.

O único TLD comercial que foi produzido no Brasil, a partir dos anos de 1980, foi o CaSO_4 :Dy, desenvolvido pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares da Comissão Nacional de Energia Nuclear (IPEN/CNEN)²⁵. Apesar de ser um dosímetro extremamente sensível, cerca de 20 vezes mais sensível que o TLD-100, seu Z_{eff} é alto (~12,5), o que faz com que a resposta TL do dosímetro apresente dependência elevada com energia da radiação incidente.

Muitos grupos de pesquisa têm se concentrado no desenvolvimento de materiais com eficiência luminescente semelhante aos dosímetros de referência TL, OSL, RPL e ESR, e que tragam novas soluções para diferentes práticas dosimétricas relacionadas com Física Médica. Investigações recentes abordam novas rotas de produção desses materiais e a influência de dopantes e co-dopantes no sinal resposta TL, OSL, RPL e ESR. Entre os materiais mais estudados estão os baseados em $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ ²⁶, em MgB_4O_7 ^{20,27-29} e em CaSO_4 ³⁰⁻³².

Os boratos são de grande interesse em dosimetria pela facilidade de produção e por responderem sem grandes problemas às tentativas de dopagem com átomos sensibilizadores de luminescência, como os terras-raras, cobre ou manganês. Os boratos, por contarem com a presença de boro em suas composições químicas, são ainda potencialmente adequados para dosimetria de nêutrons térmicos. Os boratos de magnésio e de lítio são dois dos materiais mais importantes para a dosimetria TL por causa da sua equivalência tecidual humana (MgB_4O_7 , $Z_{\text{eff}} = 8,4$, e $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$, $Z_{\text{eff}} = 7,3$). Mesmo a mistura de boratos, tetraboratos de magnésio e lítio, dopado com térbio e aglutinado com PTFE, já foi usada como TLD para dosimetria da região ocular³³.

O tetraborato de magnésio (MgB_4O_7) tem sido estudado desde 1974 e utilizado como um dosímetro TL desde os anos 1980³⁴. Estudos realizados com os dopantes Dy e Tm, resultaram num MgB_4O_7 excelente para a dosimetria pessoal, pois tornou esse material TL 15 vezes mais sensível do que o LiF:Mg,Ti, com um comportamento linear para uma

ampla faixa de dose absorvida^{20,27,29,35,36}. Especial atenção deve ser voltada ao MgB_4O_7 :Ce,Li que é o mais promissor dos materiais dosimétricos estudados para dosimetria OSL^{20,29}. Esse material pode levar à produção de um novo dosímetro OSL comercial, tecido equivalente e com possibilidade para dosimetria de nêutrons albedo.

O $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ também é de interesse para dosimetria luminescente desde 1960³⁷. Diversas formas de dopagem do $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ têm sido testadas^{11,26,38-43}. Cristais dopados com Cu e Ag apresentaram alta intensidade TL e baixo limite de detecção para doses de radiação⁴⁴. Resultados recentes do tetraborato de lítio dopado com Cu, Ag e P, em forma de pastilha usando politetrafluoretileno (PTFE) como agente aglutinante, mostram que a sensibilidade desse novo material é de cerca de 30% maior que do TLD-100 comercial⁴⁵.

Dosímetros à base de CaSO_4 são também amplamente utilizados em aplicações dosimétricas, apesar de não ser um bom material tecido equivalente. O CaSO_4 :Dy (TLD-900) é um dos dosímetros TL mais comumente empregados devido à sua alta sensibilidade, baixa dose mínima detectável, ampla faixa de linearidade e alto nível de saturação⁴⁶. Pesquisas têm apontado para aperfeiçoamentos nas características dosimétricas do CaSO_4 quando codopado com combinações específicas de elementos terras-raras e produzidos em escala nanométrica. Como resultado do tamanho finito dos nanomateriais, novas propriedades eletrônicas, ópticas, e magnéticas são esperadas. Salah et al.⁴⁷ e Zahedifar et al.⁴⁸ defendem que as nanopartículas aumentam a banda proibida, melhoram a intensidade TL e diminuem o desvanecimento do material microcristalino. Isso aumenta a sensibilidade do sinal TL e melhora a sua aplicabilidade na dosimetria das radiações.

Novos monitores pessoais de dose, compostos pela combinação de detectores OSL e TL em embalagens apropriadas, foram propostos recentemente⁴⁹. As seguintes combinações, embaladas em um suporte, foram testadas para avaliação de doses de fótons em situações reais e simuladas de exposição: Al_2O_3 :C/BeO, BeO/ CaSO_4 :Dy e Al_2O_3 :C/LiF:Mg,Ti. Os resultados dos testes realizados conforme normas internacionais de desempenho de dosímetros passivos confirmaram vantagens da combinação das técnicas OSL e TL ao se usar as três configurações diferentes de combinação de detectores. Segundo os autores, as respostas dos novos monitores à dose permitiram correções para energia de radiação sem a necessidade de filtros de atenuação, a avaliação de doses únicas e acumuladas e a verificação tripla dos valores das doses. Além disso, os resultados dos testes de desempenho foram consistentes com os requisitos nacionais e internacionais, mostrando a viabilidade da aplicação do novo dosímetro para a avaliação de doses equivalentes. A combinação Al_2O_3 :C/BeO apresentou-se como a melhor de dosímetro OSL/TL.

Facilidade de preparação, produção menos custosa, possibilidade de fundir peças grandes e uniformes e alta transparência tornam matrizes de vidro atraentes como dosímetros em comparação com materiais cristalinos. Em geral, as pesquisas com vidros dosimétricos concentraram-se em

medir altas doses de radiação (ordem de Gy até alguns kGy) usando TL ou OSL⁵⁰⁻⁵⁴. A OSL observada em alguns vidros de borato⁵⁵ abriu novas possibilidades para dosimetria de radiação com ênfase particular na monitoração da dose em tempo real em procedimentos médicos⁵⁶⁻⁶². Sensores de fibra óptica podem ser localizados em áreas perigosas de radiação para monitoramento remoto e para alcançar locais de difícil acesso. Fibras de vidro dosimétrico poderão servir como guias de luz para o sinal ou como sensores de radiação/guia de luz, permitindo medições das doses mais eficientes em longas distâncias. Entretanto, vidros comuns, como os baseados em SiO₂, não são tecido-equivalentes. Um vidro de material tecido equivalente, sensível à radiação, poderá ser um material excepcionalmente bom para fibras ópticas dosimétricas. Vidros de boratos têm seu z_{eff} semelhante ao do tecido mole biológico, entretanto, apresentam alta higroscopicidade, o que pode limitar significativamente sua aplicabilidade prática⁶³.

Nos últimos anos, diferentes composições de vidro foram avaliadas para uso em dosimetria TL e OSL, porém a baixa sensibilidade impede que os mesmos sejam usados em dosimetria pessoal. Já em RPL, o vidro GD-352M, juntamente com leitor FGD-1000 (sistema dose ACE), é excelente para a dosimetria pessoal. Entretanto, como é o único dosímetro RPL (RPLD) disponível comercialmente, com um preço relativamente alto, é pouco utilizado no mundo. Restrito às pesquisas experimentais na maioria dos países, o vidro GD-352M comercializado pela Chiyoda Technol é dominante no Japão para dosimetria pessoal. O vidro de fosfato ativado por prata, quando irradiado com radiações ionizantes, emite luminescência ao ser exposto à luz UV, mas sem nenhum desvanecimento, podendo a medida ser repetida quantas vezes for necessário⁹. Fora do Japão, esse sistema de dosimetria foi aplicado em diagnósticos pediátricos e de indivíduos ocupacionalmente expostos, mostrando uma boa correlação da dose medida e resultados similares a outros sistemas dosimétricos baseados em TL com LiF:Cu,Mg,P (TLDs: GR-200A — China e TLD-100H — Harshaw)⁶⁴. A aplicabilidade da dosimetria de RPL também foi determinada pela avaliação de várias propriedades do RPLD para medir doses de radiação médica de fontes de espectro contínuo. O RPLD mostrou-se preciso para medir doses em diagnósticos (50–125 keV) e radioterapia (fótons de 6, 10 e 18 MV e elétrons de 6 e 15 MeV)⁶⁵.

Esses materiais TL, OSL e RPL geraram um excelente conjunto de dosímetros passivos que funcionam muito bem na dosimetria pessoal para muitos casos. Entretanto, a exposição de profissionais à radiação devido ao uso crescente de procedimentos médicos menos invasivos e guiados por imagens tem crescido, gerando aumento da necessidade de monitoramento de dose pessoal em tempo real. Assim, surgiram no mercado vários dosímetros eletrônicos pessoais, o que criou um desafio para laboratórios primários ou acreditados para o uso exclusivo dos sistemas dosimétricos passivos. Há, assim, uma motivação para atividades de pesquisa e desenvolvimento sobre dosímetros passivos para sistemas que ofereçam maior precisão de resposta

e limites de detecção mais baixos, bem como o seu uso combinado, como dosímetros ativos/passivos.

2.2. Dosímetros Plásticos

Mais recentemente, foi observado um crescente interesse no uso de dosímetros cintiladores de plástico (*plastic scintillation detector*, PSD) por causa das características favoráveis em comparação com outros sistemas. Dosímetros baseados em cintiladores plásticos exibem uma relação linear entre a dose absorvida e o sinal produzido, têm boa sensibilidade e independência na taxa de dose, possibilidade de leitura direta, de reuso por serem resistentes e podem ser bastante pequenos.

Dois cintiladores plásticos (BC-404 e BCF-60, fabricados por Saint-Gobain), combinados com um fotodetector (R647P, fabricado por Hamamatsu), foram estudados para serem aplicados na dosimetria de feixes de equipamento de tomossíntese digital mamária³. Os autores atestaram que o conjunto pode ser colocado junto ao corpo do paciente, sem interferir no exame, permitindo controlar a dose administrada. Um PSD (Exradin W1) foi estudado para dosimetria da pele in vivo em protonterapia com feixes de 225 MeV⁶⁶. Depois que as correções de temperatura e supressão de ionização foram aplicadas, a resposta à dose do PSD ficou dentro de $\pm 1\%$ da dose esperada.

2.3. Dosímetros de Bolhas

As medições de nêutrons continuam sendo uma das partes mais desafiadoras da dosimetria para proteção radiológica. Entre as técnicas mais recentes e confiáveis estão as emulsões superaquecidas, que constituem gotículas superaquecidas de halocarbonos ou clorofluorcarbonos dispersos em meio inerte^{67,68}. As gotículas são mantidas em estado metaestável constante, ou seja, mantidas na fase líquida em temperaturas mais altas do que o seu ponto de ebulição. Quando partículas carregadas formadas pelas interações da radiação produzem uma transferência de energia adequada dentro do detector, ocorre uma rápida transição de fase de líquido para vapor. Dependendo do estado superaquecido do líquido, a evaporação de bolhas pode ser desencadeada por nêutrons e outros tipos de radiação, incluindo raios gama, partículas alfa, íons pesados e matéria escura fria⁶⁹.

As aplicações mais comuns de emulsões superaquecidas são monitoramento pessoal de nêutrons com dosímetros passivos e monitoramento de área com dispositivos ativos. Os dosímetros passivos dependem da contagem óptica (visual ou automatizada) das bolhas presas nos detectores, enquanto os monitores ativos contam com a contagem acústica dos pulsos emitidos quando as bolhas se evaporam. De fato, a expansão rápida da bolha associada à ebulição das gotas é acompanhada por impulsos de pressão oscilantes que podem ser detectados, por exemplo, por meio de transdutores piezoelétricos⁷⁰.

Dispositivos mais recentes baseados nessa abordagem podem registrar com segurança a formação de bolhas, mesmo na presença de níveis de ruído ambiente acima de

100 dB⁷¹. No entanto, as dimensões desses dispositivos os tornam mais adequados para monitoramento de área do que para dosimetria pessoal. Como os pulsos acústicos são relativamente longos (± 10 ms), a contagem acústica também apresenta algumas limitações em termos de taxas máximas de dose e operação em campos de radiação pulsada.

Recentemente, algumas novas aplicações da tecnologia de emulsão superaquecida foram desenvolvidas, estimuladas por estudos de dosimetria tridimensional (3D). Estudos extensos em que emulsões superaquecidas foram mantidas em recipientes à prova de luz e iluminadas por diodos emissores de luz (LEDs) demonstraram a viabilidade de dispositivos compactos usando luz difusa para contagem de bolhas em tempo real. As bolhas que aparecem em um líquido superaquecido atingem 0,5 mm em poucos μ s e são capazes de desviar um feixe de luz. Portanto, quando feixes de luz adequadamente escolhidos atravessam a emulsão, eles sofrem atenuação mensurável e espalhamento. As bolhas evaporadas são capazes de defletir a luz visível porque seu índice de refração ($\sim 1,2$) é menor do que o índice de refração da matriz de gel ($\sim 1,4$). Sempre que uma gota evapora, uma variação de sinal é sentida pelos sensores de luz em contato com os detectores. Depois da primeira tentativa, há quase 20 anos⁷², o uso de luz difusa foi retomado recentemente com o desenvolvimento de um esquema de leitura optoeletrônico para aplicação em dosimetria pessoal e aplicação de segurança nacional⁷³. Os fotodiodos planares de silício são normalmente afixados ao longo de todo o comprimento do detector, em matrizes de vários ângulos em relação ao eixo cilíndrico do detector. Em uma configuração privilegiada, são utilizados modelos de 2,5 cm de comprimento e 0,5 cm de largura, com baixo custo, alta confiabilidade e corrente de curto-circuito linear em uma ampla faixa de iluminação. A estratégia de aquisição de sinal é baseada em um *front-end* de amplificação transresistiva. Como foi mencionado, o espalhamento de luz provoca um aumento no sinal detectado pelos fotodiodos nos lados da fonte de luz LED. Por outro lado, à medida que o número de gotas evaporadas aumenta, a atenuação produz um sinal decrescente no fotodiodo em frente ao LED. Essa informação combinada pode ser usada para fins de contagem de bolhas e para reconstrução tomográfica do padrão 3D de gotas evaporadas. Após a utilização do dosímetro, o recozimento das bolhas dá-se, então, aplicando-se nas emulsões uma pressão superior à tensão de vapor das gotículas.

A viabilidade de técnicas de leitura óptica foi demonstrada tanto para medições sensíveis à posição das distribuições de bolhas em aplicações de dosimetria tridimensional (3D) quanto para a determinação em tempo real do número total de bolhas em aplicações de dosimetria pessoal. De fato, com base nesses resultados, o protótipo de um dosímetro pessoal ativo foi projetado⁷⁴. Tal como acontece com a maioria dos dosímetros eletrônicos, o dispositivo está previsto para ser utilizado em conjunto com um aparato para descarregar dados armazenados e para recarregar a bateria.

2.4. Dosimetria Bidimensional (2D)

Distribuições complexas de dose representam um grande desafio, pois exigem detectores capazes de mapeamento 2D ou mesmo 3D⁷⁵. Vários grupos têm relatado medidas de dose superficial ou volumétrica usando novos materiais dosimétricos.

Jahn et al.⁷⁶ mediram imagens de dose 2D com o sistema BeOmax realizando estimulação OSL com luz focada em um ponto de 0,5 mm de diâmetro e adquirindo varreduras linha a linha. Recentemente, o potencial dos filmes de $Al_2O_3:C$ ou $Al_2O_3:C,Mg$ como OSLD para dosimetria 2D foi demonstrado por Ahmed et al.⁷⁷, que desenvolveram e testaram um sistema de varredura a *laser*⁷⁸.

Alguns boratos foram recentemente investigados para aplicações de dosimetria 2D por OSL. Características do sinal OSL emitido pelo $MgB_4O_7:Ce,Li$ sugerem um potencial claro para fins de dosimetria de radiação²⁰.

O MgO é um material interessante para dosimetria 2D, pois possui baixo número $Z_{\text{eff}} = 10,8$, estrutura tridimensional simples, e muitos defeitos têm sido investigados por absorção óptica, ressonância paramagnética eletrônica (EPR), TL, entre outros. Devido à sua alta estabilidade química (ponto de fusão de 2.800°C) e *gap* de banda larga (7,8 eV), ele abre a possibilidade de projetar uma grande variedade de centros de cor e aprisionamento estáveis¹³.

Uma nova técnica para dosimetria de nêutrons foi desenvolvida usando detectores de trilhas nucleares fluorescentes (FNTDs)⁷⁹. A maioria dos detectores TL/OSL não é sensível a nêutrons rápidos, medindo somente nêutrons albedo. Os detectores de trilha nuclear fluorescente (FNTD) são capazes de detectar prótons e nêutrons rápidos com energias até 200 MeV. Cristais de óxido de alumínio contendo vacâncias agregadas de sítio e dopados com carbono e magnésio ($Al_2O_3:C,Mg$) podem ser visualizados usando microscopia de fluorescência confocal de varredura a *laser*⁸⁰. Os FNTDs são mais compactos que os detectores de bolhas e não sofrem interferência da temperatura, porém são menos sensíveis. Mas é uma tecnologia que pode ser feita na forma de placas, permitindo imagens bidimensionais.

Entretanto, a maioria dos filmes dosimétricos propostos não permitem a medição da dose de entrada aderindo perfeitamente à superfície irregular do corpo de um paciente submetido a um procedimento radiológico. Filmes impermeáveis e flexíveis, carregados com micro ou nanopartículas que emitam sinais OSL ou RPL são um método de dosimetria completamente novo para medições 2D com dosímetros totalmente aderentes ao corpo. Souza et al.⁸¹ produziram filmes de PVC dosimétricos por solução fundida, seguida de evaporação do solvente. Esses filmes não higroscópicos, transparentes e flexíveis, continham microcristais OSL e demonstraram que podem ser adequados para a produção do novo dosímetro 2D-OSL que pode ser usado durante um procedimento radiológico para estimar a dose de entrada.

2.5 Dosimetria Tridimensional (3D)

A dosimetria de radiação em radioterapia (RT) tem o duplo objetivo de garantir a qualidade clínica do tratamento e a

proteção contra radiação do paciente. A dosimetria para testes de aceitação e comissionamento de sistemas de RT ainda é baseada em câmaras de ionização. No entanto, mesmo as menores câmaras não conseguem resolver os gradientes de dose abruptos de até 30 a 50% por milímetro gerados por técnicas avançadas de radioterapia externa conformada e com intensidade modulada.

No contexto da dosimetria 3D, um dos desenvolvimentos mais recentes e promissores para a dosimetria RT foi a introdução de géis sensíveis à radiação⁸². Estes são amplamente considerados os únicos dosímetros 3D verdadeiros disponíveis para aplicações de radioterapia que satisfazem os chamados critérios Resolution-Time-Accuracy-Precision^{83,84}.

Os géis apresentam composição e densidade tecido-equivalentes, de modo que também servem como objetos simuladores, e suas respostas são amplamente independentes da qualidade da radiação e da taxa de dose. Algumas formulações são infundidas com sulfato ferroso e contam com a oxidação induzida pela radiação de íons ferrosos para íons férricos (Fricke-gels)⁸². Outros consistem em monômeros e reticuladores dispersos em um meio gelatinoso e contam com a polimerização induzida por radiação, que cria uma estrutura de polímero estável em resposta a radicais livres gerados por radiólise de água⁸⁴. Os monômeros e reticuladores de escolha são compostos do tipo acrílico, porque não apresentam uma taxa de dose significativa e dependência da temperatura. Com ambas as categorias de géis, a irradiação causa variações dos tempos de relaxação da ressonância magnética nuclear protônica da água. Estas variações correlacionam-se com a dose absorvida localmente e podem ser visualizadas usando a ressonância magnética (MRI). Um exemplo desse tipo de dosímetro é o gel Magic-f que utiliza monômeros de ácido metacrílico e outros compostos químicos⁸⁵. Alterações na cor e/ou opacificação dos géis também ocorrem por irradiação, permitindo o uso de técnicas de tomografia óptica ou espectrofotometria.

Os géis baseados em ligações cruzadas induzidas por radiação são o foco principal dos recentes desenvolvimentos comerciais⁸⁶. No entanto, muitas vezes contêm espécies químicas altamente tóxicas, como a acrilamida, que é conhecida por ser uma neurotoxina grave e suspeita-se ser cancerígena. Assim, eles exigem precauções de segurança, como a preparação em uma capela de biossegurança ventilada e o uso de luvas e óculos de proteção, tornando sua fabricação difícil e perigosa. Portanto, pesquisas fundamentais ainda visam desenvolver novas formulações de hidrogel com infusão de Fricke.

Historicamente, as matrizes mais utilizadas para os géis infundidos com Fricke foram dois compostos naturais: a gelatina — uma forma hidrolisada de colágeno extraída da pele de animais, ossos e tecidos conjuntivos, e agarose — um polímero polissacarídico extraído de algas marinhas.

A origem natural da gelatina envolve uma variabilidade inerente na pureza e composição devido à idade e às espécies da fonte animal, e devido à complexidade dos processos de extração e purificação. A gelificação espontânea da gelatina envolve a criação de ligações intercadeias, principalmente

ligações de hidrogênio, entre os grupos funcionais dos resíduos de aminoácidos das cadeias. Como os processos de extração de gelatina produzem cadeias de comprimento variável, as características de reticulação, difusão e permeabilidade são todas afetadas. Também se podem utilizar agentes de reticulação externos, mas esta é problemática por causa da complexidade química e estrutural da gelatina. Um outro inconveniente encontrado nas formulações de gelatina é a sua degradação ao longo do tempo⁸⁷.

A agarose também tem sido amplamente usada como uma matriz para géis infundidos com Fricke. De fato, alguns géis de agarose são supostamente mais sensíveis à radiação do que soluções aquosas ou sistemas de gelatina infundidos com sulfato ferroso. No entanto, a agarose também tem uma série de desvantagens: em primeiro lugar, como acontece com a gelatina, sua origem natural afeta a reprodutibilidade de sua estrutura e de sua reticulação. Além disso, os géis de agarose são translúcidos, em vez de transparentes, o que dificulta as medidas de absorvância óptica. Uma outra desvantagem é que a agarose deve ser elevada a altas temperaturas (90–95°C) para dissolver-se adequadamente e depois formar um gel durante o resfriamento, o que pode causar perda de oxigênio dissolvido⁸⁸.

Por causa das limitações da gelatina e da agarose listadas, além de evidências promissoras, pesquisas recentes focam em géis de álcool polivinílico (PVA)⁸⁷. PVA é um polímero com uma estrutura química simples, solúvel em água, não tóxico, barato e adequado para a fabricação de hidrogéis por meio de rotas físicas ou químicas. O PVA é sintetizado por processos bem estabelecidos que permitem uma seleção precisa da distribuição do peso molecular, isto é, o comprimento das cadeias. A consistência entre lotes diferentes é muito alta e também a reprodutibilidade de produtos derivados.

O método físico mais fácil de produzir géis de PVA é submeter uma solução aquosa de PVA a ciclos de congelamento-descongelamento. Uma desvantagem para algumas aplicações é que esses hidrogéis não são completamente transparentes, mas podem variar de translúcido a completamente opaco. Um bom equilíbrio entre transparência e propriedades mecânicas ou de difusão pode ser obtido apenas para amostras de tamanho pequeno, enquanto itens maiores quase inevitavelmente apresentam inhomogeneidades estruturais.

Alternativamente, a produção de hidrogéis de PVA pode ser conseguida por vias químicas, utilizando agentes de reticulação adequados⁸⁹. A estrutura química do PVA oferece a possibilidade de escolher entre uma variedade de agentes de reticulação. Entre eles está o glutaraldeído (GTA), uma pequena molécula que facilmente reage com os grupos hidroxila do PVA, criando pontes entre as cadeias. O GTA é uma substância relativamente não tóxica e sua reação de reticulação de PVA ocorre em temperatura ambiente, produzindo hidrogéis que são transparentes à luz. Várias características dos géis GTA-PVA dependem do grau de reticulação e podem ser facilmente moduladas ajustando a concentração de PVA, seu peso molecular e a razão GTA/PVA⁸⁹.

A pureza e a conservação correta dos ingredientes da produção de gel são essenciais. Trabalhos recentes com um álcool polivinílico de alta pureza (Mowiol, Sigma-Aldrich) mostraram resultados extremamente positivos. A formulação possui várias características químicas e dosimétricas favoráveis⁸⁷. A reticulação de PVA com GTA ocorre à temperatura ambiente. O tempo de gelificação é longo o suficiente para garantir uma mistura completa dos reagentes e a reação é adequada para criar facilmente objetos simuladores de grande volume. A sensibilidade deste gel de PVA-GTA é de $77,0 \pm 0,2 \text{ mGy}^{-1}$ e a dose mínima detectável é de $67,0 \pm 0,2 \text{ mGy}$. Esses valores, juntamente com o intervalo linear que atinge 25 Gy, tornam a dose-resposta do gel de PVA-GTA adequada para dosimetria em radioterapia. Além disso, tais géis de PVA-GTA têm uma taxa de oxidação espontânea de $0,152 \pm 0,008 \text{ mm}^2/\text{h}$, cerca de uma ordem de magnitude mais baixa em comparação com os géis de polímeros naturais. Um coeficiente de difusão baixo fornece mais tempo para a imagem do dosímetro, levando-o a cerca de 10 h antes que a informação espacial seja desfocada. Este é um intervalo de tempo suficientemente longo para ler o gel, tanto por métodos ópticos quanto magnéticos.

3. Conclusão

No campo da dosimetria pessoal, a TL é até agora predominante, mas vem sendo gradativamente substituída por métodos com estimulação óptica, como RPL e, principalmente, OSL. Os materiais comerciais dominantes em dosimetria TL ainda são os baseados em LiF, mas há no mercado uma gama de outras composições de sucesso utilizadas, como os baseados em $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$, MgB_4O_7 e CaSO_4 . Os OSLD disponíveis são apenas dois, $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ e BeO , e há diversas pesquisas buscando novos materiais e novas aplicações deles. Em especial, o $\text{MgB}_4\text{O}_7:\text{Ce},\text{Li}$ tem chamado a atenção de alguns pesquisadores pelas suas diversas qualidades. Em RPL, há um único vidro fosfato disponível comercialmente, enquanto os laboratórios testam novas formulações em busca do dosímetro por estimulação óptica ideal, sem perdas por luz visível, bastante sensível e de baixo custo. A dosimetria de nêutrons é ainda desafiadora e se baseia em dosímetros TL para nêutrons albedo e dosímetros de emulsões superaquecidas para dados do espectro completo de energias de nêutrons. As pesquisas têm se voltado para o uso de medidas ópticas das bolhas formadas nesses dosímetros. Vários grupos têm relatado medidas de dose superficial com o uso de materiais por estimulação óptica em OSL, como o $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ e o $\text{MgB}_4\text{O}_7:\text{Ce},\text{Li}$, com filmes desses cristais prensados com outros materiais flexíveis ou com plásticos carregados com os materiais luminescentes. Fricke géis de PVA reticulados GTA são a tendência em dosimetria volumétrica para radioterapia, podendo inclusive serem usados como objetos simuladores e serem lidos opticamente. Portanto, as pesquisas em novos materiais dosimétricos, em geral, apontam para o uso

de optoeletrônica tanto para a geração de sinais, quanto para a leitura deles.

Agradecimentos

Os autores agradecem às Agências de apoio à pesquisa FAPITEC/SE, CAPES, CNPq, FAPESP/SP, à Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e ao Instituto Nacional de Metrologia das Radiações na Medicina (INCT).

Referências

- Horowitz YS. Thermoluminescence dosimetry: State-of-the-art and frontiers of future research. *Radiation Meas.* 2014;71:2-7. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2014.01.002>
- McKeever SWS. *Thermoluminescence of Solids*. Cambridge: Cambridge University Press; 1988.
- Antunes J, Machado J, Peralta L, Matela N. Plastic scintillation detectors for dose monitoring in digital breast tomosynthesis. *Nuc Inst Meth Phys Res A.* 2018;A877:346-8. <https://arxiv.org/ct?url=https%3A%2F%2Fdx.doi.org%2F10.1016%2Fj.nima.2017.10.021&v=239d2480>
- Ainsbury E, Badie C, Barnard S, Manning G, Moquet J, Abend M, et al. Integration of New Biological and Physical Retrospective Dosimetry Methods Into EU Emergency Response Plans – Joint RENEB and EURADOS Inter-Laboratory Comparisons. *Int J Rad Biol.* 2017;93(1):99-109. <https://doi.org/10.1080/09553002.2016.1206233>
- Tromprier F, Bassinet C, Monaca SD, Romanyukha A, Reyes R, Clairand I. Overview of physical and biophysical techniques for accident dosimetry. *Radiat Prot Dosimetry.* 2011;144(1-4):571-4. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq341>
- McKeever SWS, Moscovitch M, Townsend PD. *Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses*. Ashford: Nuclear Technology Publishing; 1995.
- Bøtter-Jensen L. Luminescence techniques: Instrumentation and methods. *Radiat Meas.* 1997;27(5-6):749-68. [https://doi.org/10.1016/S1350-4487\(97\)00206-0](https://doi.org/10.1016/S1350-4487(97)00206-0)
- Yukihara EG, McKeever SWS. *Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications*. Sussex: John Wiley & Sons; 2011.
- Yamamoto T, Maki D, Sato F, Miyamoto Y, Nanto H, Iida T. The recent investigations of radiophotoluminescence and its application. *Radiat Meas.* 2011;46(12):1554-9. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.04.038>
- Souza SO, d'Errico F, Takayoshi Y. State of the Art of Solid State Dosimetry. In: *Proceedings of the International Joint Conference RADIO; 2014*. Gramado. p. 1-9.
- Doull BA, Oliveira LC, Wang DY, Milliken ED, Yukihara EG. Thermoluminescent properties of lithium borate, magnesium borate and calcium sulfate developed for temperature sensing. *J Lumin.* 2014;146:408-17. <https://doi.org/10.1016/j.jlumin.2013.10.022>
- Akselrod MS, Larsen NA, Whitley VH, McKeever SWS. Thermal quenching of F-center luminescence in $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$. *J Appl Phys.* 1998;84(6):3364-73. <https://doi.org/10.1063/1.368450>
- Oliveira LC, Yukihara EG, Baffa O. $\text{MgO}:\text{Li},\text{Ce},\text{Sm}$ as a high-sensitivity material for Optically Stimulated Luminescence dosimetry. *Scient Rep.* 2016;6:24348. <https://dx.doi.org/10.1038/2Fsrep24348>
- Sommer M, Jahn A, Henniger J. Beryllium oxide as optically stimulated luminescence dosimeter. *Rad Meas.* 2008;43(2-6):353-6. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2007.11.018>
- Yukihara EG, McKeever SWS, Akselrod MS. State of art: Optically stimulated luminescence dosimetry – Frontiers of future research. *Rad Meas.* 2014;71:15-24. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2014.03.023>

16. Andersen CE, Edmund JM, Damkjær SMS. Precision of RL/OSL medical dosimetry with fiber-coupled $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$: Influence. *Radiat Meas*. 2010;45(3):653-7. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radmeas.2009.11.047>
17. Nascimento LF, Vanhavere F, Kodaira S, Kitamura H, Verellen D, De Deene Y. Application of $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ fibre dosimeters for 290 MeV/n carbon therapeutic beam dosimetry. *Rad Phys Chem*. 2015;115:75-80. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radphyschem.2015.06.001>
18. Dipasquale G, Nouet P, Rouzard M, Dubouloz A, Miralbell R, Zilli T. In vivo quality assurance of volumetric modulated arc therapy for ano-rectal cancer with thermoluminescent dosimetry and image-guidance. *Radioth Oncol*. 2014;111(3):406-11. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2014.04.014>
19. Nascimento AF, Vanhavere F, Souza DR, Verellene D. $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ Optically stimulated luminescence droplets: Characterization and applications in medical beams. *Radiat Meas*. 2016;94:41-8. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radmeas.2016.09.003>
20. Yukihiro EG, Doull BA, Gustafson T, Oliveira LC, Kurt K, Milliken ED. Optically stimulated luminescence of $\text{MgB}_2\text{O}_7\text{:Ce,Li}$ for gamma and neutron dosimetry. *J Lumin*. 2017;183:525-32. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jlumin.2016.12.001>
21. Navab Moghadam N, Hosseini Pooya SM, Afarideh H, Kardan MR. Response of TLD and RPL personal dosimeters in a national inter-comparison test program. *Int J Radiat Res*. 2016;14(1):73-6. <http://dx.doi.org/10.18869/acadpub.ijrr.14.1.73>
22. Duggan L, Hood C, Warren-Forward H, Haque M, Kron T. Variations in dose response with x-ray energy of LiF:Mg,Cu,P thermoluminescence dosimeters: implications for clinical dosimetry. *Phys Med Biol*. 2004;49(17):3831-45. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/17/001>
23. Bilski P, Olko P, Burghardt B, Piesch E, Waligórski MPR. Thermoluminescence Efficiency of LiF:Mg,Cu,P (MCP-N) Detectors to Photons, Beta-Electrons, Alpha Particles and Thermal Neutrons. *Rad Prot Dosimetry*. 1994;55(1):31-8.
24. Paiva F, Siqueira PT, Cavalieri TA. Comparing the responses of TLD 100, TLD 600, TLD 700 and TLD 400 in mixed neutron-gamma fields. In: *Proceedings of the International Nuclear Atlantic Conference*; 2015. São Paulo; 2015. p. 4-9.
25. Campos LL, Lima MF. Dosimetric properties of $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ Teflon pellets produced at IPEN. *Rad Prot Dosimetry*. 1986;14(4):333-5. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a079666>
26. Chopra V, Singh L, Lochab SP, Aleynikov VE, Oinam AS. TL dosimetry of nanocrystalline $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{:Cu}$ exposed to 150 MeV proton, 4 MeV and 9 MeV electron beam. *Rad Phys Chem*. 2014;102:5-10. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2014.04.005>
27. Souza LF, Vidal RM, Souza SO, Souza DN. Thermoluminescent dosimetric comparison for two different $\text{MgB}_4\text{O}_7\text{:Dy}$ production routes. *Rad Phys Chem*. 2014;104:100-3. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2014.04.036>
28. Souza LF, Antonio PL, Caldas LVE, Souza DN. Neodymium as a magnesium tetraborate matrix dopant and its applicability in dosimetry and as a temperature sensor. *Nucl Instr Meth Phys Res A*. 2015;784:9-13. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2014.12.030>
29. Souza LF, Silva AMB, Antonio PL, Caldas LVE, Souza SO, d'Errico F, et al. Dosimetric properties of $\text{MgB}_4\text{O}_7\text{:Dy,Li}$ and $\text{MgB}_4\text{O}_7\text{:Ce,Li}$ for optically stimulated luminescence applications. *Rad Meas*. 2017;106:196-9. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2017.02.009>
30. Junot DO, Santos MA, Chagas MAP, Couto dos Santos MA, Nunes LAO, Souza DN. Feasibility study of $\text{CaSO}_4\text{:Tb,Yb}$ as a thermoluminescent dosimeter. *Rad Phys Chem*. 2014;95:119-21. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radphyschem.2013.01.012>
31. Junot DO, Barros JP, Caldas LVE, Souza DN. Thermoluminescent analysis of $\text{CaSO}_4\text{:Tb,Eu}$ crystal powder for dosimetric purposes. *Rad Meas*. 2016;90:228-32. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radmeas.2016.01.020>
32. Junot DO, Santos AGM, Antonio PL, Rezende MVS, Souza DN, Caldas LVE. Dosimetric and optical properties of $\text{CaSO}_4\text{:Tm}$ and $\text{CaSO}_4\text{:Tm,Ag}$ crystals produced by a slow evaporation route. *J Lumin*. 2019;210. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jlumin.2019.02.005>
33. Charubala CS, Annalakshmi O, Jakathamani S, Sankaran MR, Venkatraman B, Jose MT. Studies on pelletised lithium magnesium borate TL material for eye lens dosimetry. *J Radiol Prot*. 2019;39(1):178-92. <https://doi.org/10.1088/1361-6498/aafb7c>
34. Prokic M. Development of Highly Sensitive $\text{CaSO}_4\text{:Dy/Tm}$ and $\text{MgB}_4\text{O}_7\text{:Dy/Tm}$ Sintered Thermoluminescent Dosimeters. *Nucl Inst Meth*. 1980;175(1):83-6. [https://doi.org/10.1016/0029-554X\(80\)90262-1](https://doi.org/10.1016/0029-554X(80)90262-1)
35. Prokic M. Effect of lithium co-dopant on the thermoluminescence response of some phosphors. *Appl Rad Isot*. 2000;52(1):97-103.
36. Paluch-Ferszt M, Kozłowska B, Souza So, Souza LF, Souza DN. Analysis of dosimetric peaks of $\text{MgB}_4\text{O}_7\text{:Dy}$ (40% Teflon) versus LiF:Mg,Ti TL detectors. *Nukleonika*. 2016;61:49-52. <https://doi.org/10.13140/RG.2.1.2083.4965>
37. Schulman JH, Kirk RD, West EJ. Use of lithium borate for thermoluminescence dosimetry. In: *Proceedings of the International Conference on Luminescence Dosimetry*; 1967. Stanford University; 1967. p. 113-8.
38. Kitis G, Furetta C, Prokic M, Prokic V. Kinetic parameters of some tissue equivalent thermoluminescence materials. *J Phys D Appl Phys*. 2000;33(11):1252-62.
39. Furetta C, Prokic M, Salamon R, Prokic V, Kitis G. Dosimetric characteristics of tissue equivalent thermoluminescent solid TL detectors based on lithium borate. *Nucl Instr Meth Phys Res A*. 2011;456(3):411-7. [http://dx.doi.org/10.1016/S0168-9002\(00\)00585-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0168-9002(00)00585-4)
40. Prokic M. Lithium borate solid TL detectors. *Rad Meas*. 2001;33:393-6.
41. Pekpaka E, Yilmaz A, Özbayoglu G. An Overview on Preparation and TL Characterization of Lithium Borates for Dosimetric Use. *Open Mineral Proc J*. 2010;3(1):14-24. <https://doi.org/10.2174/1874841401003010014>
42. Kayhan M, Yilmaz A. Effects of synthesis, doping methods and metal content n thermoluminescence glow curves of lithium tetraborate. *J Alloys Comp*. 2011;509(30):7819-25. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jallcom.2011.04.137>
43. Annalakshmi O, Jose MT, Amarendra G. Dosimetric characteristics of manganese doped lithium tetraborate—An improved TL phosphor. *Rad Meas*. 2011;46(8):669-75. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.06.016>
44. Patra GD, Singh SG, Tiwari B, Sen S, Desai DG, Gadkari SC. Thermally stimulated luminescence process in copper and silver co-doped lithium tetraborate single crystals and its implication to dosimetry. *J Lumin*. 2013;137:28-31. <https://doi.org/10.1016/j.jlumin.2012.12.007>
45. Mendoza-Anaya D, González-Romero A, Ávila O, González PR, Escobar-Alarcón L. Thermally stimulated luminescence of $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{:Cu,Ag,P+PTFE}$. *J Lumin*. 2018;204:176-81. <https://doi.org/10.1016/j.jlumin.2018.08.025>
46. Lakshmanan AR. Photoluminescence and thermostimulated luminescence processes in rare-earth-doped CaSO_4 phosphors. *Progress in Materials Sci*. 1999;44(1-2):1-187. <https://doi.org/10.1016/S0079-6425%2899%2900003-1>
47. Salah N, Sahare PD, Lochab SP, Kumar P. TL and PL studies on $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ nanoparticles. *Rad Meas*. 2006;41(1):40-7. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2005.07.026>
48. Zahedifar M, Mehrabi M, Modarres M, Harooni S. Thermoluminescence properties of BeO:Mg nanoparticles produced by sol-gel method. *J Nanostructures*. 2011;1(3):199-203. <https://doi.org/10.7508/jns.2011.03.003>
49. Malthes ALMC, Yoshimura EM., Button VLSN, Freitas MB. Characterization and performance tests of a new OSL/TL personal dosimeter for individual monitoring. *Rad Prot Dosim*. 2018; 182: 258-65.
50. Alajerami YSM, Hashim S, Ramli AT, Saleh MA, Kadni T. Thermoluminescence characteristics of the $\text{Li}_2\text{CO}_3\text{-K}_2\text{CO}_3\text{-H}_3\text{BO}_3$ glass system co-doped with CuO and MgO. *J Lumin*. 2013;143:1-4. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jlumin.2013.04.023>
51. Hashim S, Alajerami YSM, Ramli AT, Ghoshal SK, Saleh MA, Abdul Kadir AB, et al. Thermoluminescence dosimetry properties and kinetic parameters of lithium potassium borate glass co-doped with titanium and magnesium oxides. *Appl Rad Isot*. 2014;91:126-30. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2014.05.023>
52. Rojas SS, Yukimitu K, Camargo ASS, Nunes LAO, Hernandez AC. Undoped and calcium doped borate glass system for thermoluminescent dosimeter. *J Non-Cryst Sol*. 2006;352(32-5):3608-12. <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2006.02.128>

53. Ayta WEF, Silva VA, Cano NF, Silva MAP, Dantas NO. Thermoluminescence, structural and magnetic properties of a $\text{Li}_2\text{O}-\text{B}_2\text{O}_3-\text{Al}_2\text{O}_3$ glass system doped with LiF and TiO_2 . *J Lumin.* 2011;131(5):1002-6. <https://doi.org/10.1016/j.jlumin.2011.01.011>
54. Sardar M, Souza DN, Groppo DP, Caldas LVE, Tufail M. Suitability of Topaz Glass Composites as Dosimeters Using Optically Stimulated Luminescence Technique. *IEEE Trans Nuc Sci.* 2013;60(2):850-4. <https://doi.org/10.1109/TNS.2013.2252021>
55. Qiu J, Shimizugawa Y, Iwabuchi Y, Hirao K. Photostimulated luminescence of Ce^{3+} -doped alkali borate glasses. *Appl Phys Lett.* 1997;71(1):43-5. <https://doi.org/10.1063/1.119463>
56. O'Keeffe S, Fitzpatrick C, Lewis E, Al-Shamma'a Al. A review of optical fibre radiation dosimeters. *Sensor Review.* 2008;28(2):136-42. <https://doi.org/10.1108/02602280810856705>
57. Huston AL, Justus BL, Falkenstein PL, Miller RW, Ning H, Altemus R. Optically Stimulated Luminescent Glass Optical Fibre Dosimeter. *Rad Prot Dosimetry.* 2002;101(1-4):23-6. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a005974>
58. Kalnius CAG, Heidepriem HE, Spooner NA, Monro TM. Radiation dosimetry using optically stimulated luminescence in fluoride phosphate optical fibres. *Opt Mat Expr.* 2012;2(1):62-70. <https://doi.org/10.1364/OME.2.000062>
59. Marini A, Valença JVB, Oliveira RAP, Souza SO, Ciolini R, d'Errico F. Production and characterization of $\text{H}_3\text{BO}_3-\text{Li}_2\text{CO}_3-\text{K}_2\text{CO}_3-\text{MgO}$ glass for dosimetry. *Radiat Phys Chem.* 2015;3(2):92-4. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radphyschem.2015.04.011>
60. Nanto H, Nakagawa R, Takei Y, Hirasawa K, Miyamoto Y, Masai H, et al. Optically stimulated luminescence in x-ray irradiated $\text{xSnO}-(25-\text{x})\text{SrO}-75\text{B}_2\text{O}_3$ glass. *Nucl Instrum Meth Phys Res A.* 2015;784:14-6. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2014.12.033>
61. Valença JVB, Silva ACA, Dantas NO, Caldas LVE, d'Errico F, Souza SO. Optically stimulated luminescence of the $[\text{20}\% \text{Li}_2\text{CO}_3 + \text{x}\% \text{K}_2\text{CO}_3 + (80-\text{x})\% \text{O}_2]$ glass system. *J Lumin.* 2018;200:248-53. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jlumin.2018.03.060>
62. Barrera GR, Souza LF, Novais ALF, Caldas LVE, Abreu CM, Machado R, et al. Thermoluminescence and Optically Stimulated Luminescence of $\text{PbO}-\text{H}_3\text{BO}_3$ and $\text{PbO}-\text{H}_3\text{BO}_3-\text{Al}_2\text{O}_3$ glasses. *Radiat Phys Chem.* 2019;155:150-7. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2018.02.005>
63. Valença JVB, Silveira IS, Silva ACA, Dantas NO, Antonio PL, Caldas LVE, et al. Optically stimulated luminescence of borate glasses containing magnesia, quicklime, lithium and potassium carbonates. *Rad Phys Chem.* 2017;140:83-6. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2016.12.017>
64. Knežević Ž, Beck N, Milković Đ, Miljanić S, Ranogajec-Komor M. Characterisation of RPL and TL dosimetry systems and comparison in medical dosimetry applications. *Rad Meas.* 2011;46(12):1582-5. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.05.042>
65. Manninen AL, Koivula A, Nieminen MT. The applicability of radiophotoluminescence dosimeter (RPLD) for measuring medical radiation (MR) doses. *Rad Prot Dosimetry.* 2012;151(1):1-9. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncr463>
66. Alsanea F, Wootton L, Sahoo N, Kudchadker R, Mahmood U, Beddar S. Exradin W1 plastic scintillation detector for in vivo skin dosimetry in passive scattering proton therapy. *Phys Med.* 2018;47:58-63. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.02.014>
67. Apfel RE. The superheated drop detector. *Nucl Instrum Methods.* 1979;162(1-3):603-8. [https://doi.org/10.1016/0029-554X\(79\)90735-3](https://doi.org/10.1016/0029-554X(79)90735-3)
68. Ing H, Birnboim HC. A bubble-damage polymer detector for neutrons. *Nucl Tracks Radiat Meas.* 1984;8(1-4):285-8. [https://doi.org/10.1016/0735-245X\(84\)90106-6](https://doi.org/10.1016/0735-245X(84)90106-6)
69. d'Errico F. Radiation dosimetry and spectrometry with superheated emulsions. *Nucl Instrum Methods Phys Res Sect B.* 2001;184(1):229-54. [http://dx.doi.org/10.1016/S0168-583X\(01\)00730-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0168-583X(01)00730-3)
70. Apfel RE, Roy SC. Instrument to detect vapor nucleation of superheated drops. *Rev Sci Instrum.* 1983;54(10):1397-400. <https://doi.org/10.1063/1.1137254>
71. Taylor C, Montvila D, Flynn D, Brennan C, d'Errico F. An acoustical bubble counter for superheated drop detectors. *Radiat Prot Dosimetry.* 2006;120(1-4):514-7. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncj016>
72. d'Errico F, Nath R, Lamba M, Holland SK. A position-sensitive superheated emulsion chamber for three-dimensional photon dosimetry. *Phys Med Biol.* 1998;43(5):1147-58. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/5/007>
73. d'Errico F, Di Fulvio A. Advanced readout methods for superheated emulsion detectors. *Rev Sci Instrum.* 2018;89(5):053304. <https://doi.org/10.1063/1.5017756>
74. d'Errico F, Di Fulvio A, Maryanski M, Selici S, Torrigan M. Optical readout of superheated emulsions. *Radiat Meas.* 2008;43(2):432-6. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radmeas.2008.02.011>
75. Mijnheer B. State of the art of in vivo dosimetry. *Rad Prot Dosimetry.* 2008;131(1):117-22. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncn231>
76. Jahn A, Sommer M, Henniger J. 2D-OSL-dosimetry with beryllium oxide. *Rad Meas.* 2010;45(3-6):674-6. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2009.11.012>
77. Ahmed MF, Shrestha N, Schnell E, Ahmad S, Akselrod MS, Yukihiro EG. Characterization of Al_2O_3 optically stimulated luminescence films for 2D dosimetry using a 6 MV photon beam. *Phys Med Biol.* 2016;61(21):7551-70. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/61/21/7551>
78. Ahmed MF, Eller SA, Schnell E, Ahmad S, Akselrod MS, Hanson OD, et al. Development of a 2D dosimetry system based on the optically stimulated luminescence of Al_2O_3 . *Radiat Meas.* 2014;71:187-92. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radmeas.2014.01.009>
79. Sykora GJ, Salasky M, Akselrod MS. Properties of novel fluorescent nuclear track detectors for use in passive neutron dosimetry. *Rad Meas.* 2008;43(2-6):1017-23. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radmeas.2007.12.038>
80. Akselrod MS, Fomenko VV, Bartz JA, Ding F. FNTD radiation dosimetry system enhanced with dual-color wide-field imaging. *Rad Meas.* 2014;71:166-73. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2014.05.026>
81. Souza SO, d'Errico F, Azimi B, Baldassare A, Alves AVS, Valença JVB, et al. OSL films for in-vivo entrance dose measurements. *Rad Meas.* 2017;106:644-9. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2017.07.006>
82. Gore JC, Kang YS, Schulz RJ. Measurement of radiation dose distributions by nuclear magnetic resonance (NMR) imaging. *Phys Med Biol.* 1984;29(10):1189-97. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/29/10/002>
83. Oldham M. *Methods and Techniques for Comprehensive 3D Dosimetry, Advances in Medical Physics.* Madison: Medical Physics Publishing; 2014.
84. Maryanski MJ, Gore JC, Kennan RP, Schulz RJ. NMR relaxation enhancement in gels polymerized and cross-linked by ionizing radiation: a new approach to 3D dosimetry by MRI. *Magn Reson Imaging.* 1993;11(2):253-8.
85. Pavoni JF, Neves-Junior WFP, da Silveira MA, Haddad CMK, Baffa O. Evaluation of a composite Gel-Alanine phantom on an end-to-end test to treat multiple brain metastases by a single isocenter VMAT technique. *Med Phys.* 2017;44(9):4869-79. <https://doi.org/10.1002/mp.12400>
86. Schreiner LJ. True 3D chemical dosimetry (gels, plastics): Development and clinical role. *J Phys: Conf Ser.* 2015;573:012046.
87. d'Errico F, Lazzeri L, Dondi D, Mariani M, Marralle M, Souza SO, et al. Novel GTA-PVA Fricke gels for three-dimensional dose mapping in radiotherapy. *Radiat Meas.* 2017;106:612-7. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2017.07.003>
88. Olsson LE, Petersson S, Ahlgren L, Mattson S. Ferrous sulphate gels for determination of absorbed dose using MRI technique: Basic studies. *Phys Med Biol.* 1989;34(1):43-52. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/34/1/004>
89. Smith ST, Masters KS, Hosokawa K, Blinco J, Crowe SB, Kairn T, et al. A reduction of diffusion in PVA Fricke hydrogels. *J Phys Conf Ser.* 2015;573:012046.