



Brazilian Journal of Radiation Sciences

V. 8, n. 2

2020

Autoavaliação de proteção radiológica em serviços de radiodiagnóstico odontológico baseado na Portaria 453/98 ANVISA.

Dennis Diego Castelo de Moura, Glaydson Freitas de Oliveira, Francisco Cesar Augusto Da Silva

A influência da desintegração do radônio transportado pela evapotranspiração das plantas na formação de aerossóis atmosféricos em ambiente de florestas continental e insular

Kenji Motoki, Thomas Ferreira da Costa Campos, Valéria Fonseca da Silva Pastura, Susana Eleonora Sichel

Validação do controle de qualidade em radiocirurgia utilizando folhas detectoras OSL baseadas na fluorita brasileira

Michele Torquato Martins, Danyel Soboll, Ieda Horst, Ivan Pagotto, Elisabeth Mateus Yoshimura, Nancy Umisedo, Anna Luiza Metidieri Cruz Malthez

ENVIRAD – A Database Integration for Environmental Samples Radiological Data

Sergio de Albuquerque Gonzalez, Tadeu Augusto de Almeida Silva, Claudio de Carvalho Conti, Iolanda Osvath, Hussein Ramadan, Jean Bartocci

Aplicativo para estimativas de leituras de detectores segundo um método numérico analítico para problemas adjuntos de difusão multigrupos de energia

Lisa Susana Enomoto, Jesús Pérez Curbelo, Ricardo Carvalho de Barros, Hermes Alves Filho

Planar and tomographic imaging dosimetry comparing to develop a new radiopharmaceutical for melanoma therapy

Sarah Soriano, Thiago Barboza, Sérgio Souza, Lidia de Sá

Quality control of small animal PET scanner: The Brazilian Scenario

Rodrigo Modesto Gadelha Gontijo, Andréa Vidal Ferreira, Juliana Batista Silva, Marcelo Mamede

Optimization of the gamma-ray spectrometry counting time based on uncertainties of radionuclides concentration in samples

Marcelo Bessa Nisti, Marcelo Francis Máduar, Catia Heloisa Rosignoli Saueia, Fernanda Cavalcante, Barbara Paci Mazzilli

Investigação da termoluminescência de alexandrita (BeAl₂O₄:Cr³⁺)

Neilo M. Trindade, Stephanie L. Dardengo, Matheus C.S. Nunes, Carina Ulsen, Elisabeth M. Yoshimura

Relative depth-doses from square and rectangular Y-90 beta applicators used in skin cancer therapy

Eduardo De Paiva

Concentration and distribution of oil in the reservoir mineral Dolomite studied by neutron tomography

Reynaldo Pugliesi, Marco Antônio Stanojev Pereira, Marcos Leandro Garcia Andrade

Estudo de eventos operacionais de reatores refrigerados e moderados à água leve pressurizada usando o banco de dados do IRS

Richard Brandão Nogueira Vital, Tatiane Melo Vital



Autoavaliação de proteção radiológica em serviços de radiodiagnóstico odontológico baseada na Portaria SVS/MS n° 453/98

Moura^a D.D.C., Oliveira^a G.F., Silva^{a,b} F.C.A.

^aFaculdade Casa Branca, Rodovia SP 340 - Km 240, Rodovia, Casa Branca – SP

^bInstituto de Radioproteção e Dosimetria, Av. Salvador Allende 3773 – Barra da Tijuca - RJ

dennisdiego7289@gmail.com

RESUMO

A utilização de equipamentos de raios X para a realização de tomadas radiográficas intraorais e panorâmicas é o método mais empregado na maioria dos serviços odontológicos. A literatura apresenta que os efeitos potenciais das radiações ionizantes advinda de equipamentos de raios X odontológicos são mínimos, com isso, a subestimação do risco pode acarretar em práticas que não priorizam a proteção radiológica. Esta atitude pode levar o recebimento de baixas doses ocasionando efeitos estocásticos, sendo o câncer como consequência. Devido à grande expansão das aplicações das radiações ionizantes na medicina e odontologia no Brasil, a Secretaria de Vigilância Sanitária utilizando as suas atribuições legais estabeleceu uma política nacional de proteção radiológica na área de radiodiagnóstico odontológico através da Portaria 453/1998. O objetivo desse trabalho é apresentar uma ferramenta para autoavaliação de proteção radiológica em serviços de radiodiagnóstico odontológico baseado na Portaria 453/98 da SVS/MS e com isso contribuir para a identificação de não conformidades com a norma gerando práticas mais seguras. O trabalho de pesquisa aplicada de caráter quantitativo foi desenvolvido em três partes: revisão bibliográfica, criação de uma ferramenta de autoavaliação e validação da relevância da mesma. Foram enviados 61 formulários online para profissionais e obteve-se 28 respostas. Com os dados obtidos foi possível concluir que a ferramenta apresenta uma aplicabilidade útil e que existe um déficit nos níveis de proteção radiológica devido ao desconhecimento da Portaria 453/98 por parte dos odontólogos e profissionais envolvidos.

***Palavras-chave:* Autoavaliação, Proteção radiológica, Radiodiagnóstico odontológico.**

ABSTRACT

The use of x-ray devices for intraoral and panoramic x-ray images is the most commonly method employed in many dental services. The literature shows that the potential effects of ionizing radiation from dental X-ray machines are minimal, therefore, the risk underestimation may lead to practices that do not prioritize radiation protection. This attitude can lead to receive low radiation doses and can cause stochastic effects, with cancer as consequence. Due to the development of ionizing radiation applications in health area in Brazil, a national policy of radiation protection for X-rays medical diagnostics was established by the Brazilian National Health Secretary (SVS/MS) through Regulation 453/98. The objective of this work is to present a self-evaluation tool of radiation protection for X-ray dental diagnostic services, based on SVS/MS Regulation 453/98, and then to contribute to identification of nonconformities with the Regulation, generating safer practices. An applied quantitative research was developed in three parts: bibliographical review, elaboration of a self-assessment tool and data validation. Sixty one online forms were sent to professionals and 28 responses were obtained. The most important conclusions were that the self-assessment tool has useful application and there is a radiation protection deficit due to the lack of knowledge of Regulation 453/98 by the dentists and professionals involved.

***Keywords:* Self-evaluation, Radiation protection, Diagnostic radiology.**

1. INTRODUÇÃO

Com a descoberta dos raios X em 8 de novembro de 1895 pelo professor de física teórica, Wilhelm Conrad Röntgen, e a realização da primeira radiografia da história, a utilização de radiação ionizante como recurso no diagnóstico teve um crescimento exponencial [1]. Desde então, a radiologia que é uma especialidade médica, utiliza radiação ionizante para formação de imagens do corpo humano, através de equipamentos como os de raios X e de tomografia computadorizada. Outros tipos de radiação que não são ionizantes, como a radiação sonora no caso dos equipamentos de ultrassonografia e a radiação magnética utilizadas em equipamentos de ressonância magnética são muito bem aplicadas com o mesmo propósito, configurando assim o que hoje é considerado como radiodiagnóstico odontológico [2].

Não diferente das outras áreas, a odontologia médica também se beneficiou com as propriedades da radiação, e alguns dias após a descoberta dos raios X o Dr. Otto Walkhoff foi protagonista da primeira radiografia dental. Utilizando uma placa de vidro com emulsão fotográfica, envolta em papel preto e com um tempo de exposição de aproximadamente 25 minutos o radiodiagnóstico odontológico teve sua gênese [3].

Na atualidade os odontólogos têm diversas opções de modalidades de imagens que auxiliam nos diagnósticos dos pacientes. A utilização de equipamentos de raios X para a realização de tomadas radiográficas intraorais e panorâmicas é o método mais empregado na maioria dos serviços odontológicos. Outras técnicas como a de tomografia computadorizada de feixe cônico ou cone beam que é própria para exames dentários, os scanners feito com tomografia computadorizada utilizada na área médica e *scanners* realizados em equipamentos de ressonância magnética são as variedades encontradas a disposição de radiodiagnóstico odontológico até o hoje [4].

A literatura apresenta que os efeitos potenciais das radiações advinda de aparelhos de raios X odontológicos são mínimos. Avalia-se que o risco de morte de câncer por uma radiografia panorâmica é de 1:1.000.000, e por uma radiografia intraoral é de 1:10.000.000 [5]. Em tomógrafos cone beam as doses são mais elevadas quando comparadas aos métodos de diagnóstico de rotina, o que também eleva o risco de efeitos [6]. Embora o risco seja muito baixo já que é proporcional a

dose, a probabilidade de ocorrência de dano não tem um limiar estabelecido. Até mesmo as doses recebidas em respeito aos limites determinados pela norma podem desencadear efeitos estocásticos, nos quais o câncer pode ser destacado [7].

O limite de dose que o paciente pode receber ao ser submetido a um exame radiográfico deve ser tão baixo quanto possível, pois essa exposição é proposital e visa alcançar um benefício para o mesmo. Já para os dentistas e demais funcionários do serviço de odontologia que são ocupacionalmente expostos, a dose efetiva média anual não deve exceder 20 mSv em qualquer período de 5 anos consecutivos, não podendo exceder 50 mSv em nenhum ano. A dose média para indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) que opera aparelho de raios X odontológico é de 0,2 mSv ao ano, que representa 1% do limite anual da norma [8].

Registrados no Conselho Federal de Odontologia (CFO) até a data da pesquisa, a quantidade de cirurgiões-dentistas chega ao número de 321.600 em todo território nacional, distribuídos nas 43.453 entidades prestadoras de atendimento odontológico nos seus respectivos Conselhos Regionais de Odontologia (CRO) [9]. Devido à grande expansão das aplicações das radiações ionizantes na medicina e odontologia no Brasil, o detrimento envolvido e a tendência mundial, a Secretaria de Vigilância Sanitária (SVS/MS) utilizando as suas atribuições legais estabeleceu uma política nacional de proteção radiológica na área de radiodiagnóstico odontológico através da Portaria 453/98. As “Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico” tem como objetivo minimizar os riscos inerentes das radiações ionizantes aproveitando ao máximo os seus benefícios, regulamentar medidas de controle das exposições assim como definir os requisitos para o licenciamento, produção, comercialização e utilização de produtos e equipamentos que emitam radiação ionizante e também fiscalizar os serviços que realizam as respectivas atividades. A responsabilidade da observância do regulamento nos serviços de radiodiagnóstico odontológico recai sobre os empregadores e titulares, que pode ser o próprio odontólogo [10].

DUARTE et al. (2014) apresenta uma pesquisa realizada em Recife-PE onde foram selecionados randomicamente e visitados vinte odontólogos para participarem de questionário referente a Portaria 453/98, com o objetivo de avaliar o grau de ciência desses profissionais

mediante a norma. O resultado identificado foi que dos vinte profissionais participantes apenas 45% conhecem a Legislação, sendo que 75% dos entrevistados possuem formação superior a 10 anos em entidades públicas. O autor discorre em suas considerações finais que mesmo alguns retendo o conhecimento da existência da norma não concebem a importância de aplicá-la [10].

Para promover práticas seguras em instalações que empregam o uso de radiações ionizantes, o mecanismo de autoavaliação tem importante efeito no desenvolvimento de uma cultura de proteção radiológica. Ao se autoavaliarem os responsáveis técnicos (RT) têm a visão geral dos pontos em que o seu serviço precisa melhorar para alcançar um nível de segurança exigido pela norma. O conhecimento das fragilidades de proteção evidenciadas pelas diretrizes, geram mudança de comportamento. Tais fatores são observados pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) quando utiliza a ferramenta de autoavaliação em instalações nucleares [11].

O objetivo desse trabalho é apresentar uma ferramenta de autoavaliação, baseado na Portaria SVS/MS 453/98 para serviços de radiodiagnóstico odontológico, para a identificação de algumas não conformidades em proteção radiológica e promover uma mudança de consciência para práticas mais seguras.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O trabalho descrito é uma pesquisa aplicada de caráter quantitativo dividida em três etapas: revisão bibliográfica; criação de uma ferramenta para autoavaliação e coleta de informações através do envio do formulário de autoavaliação por meio da plataforma online forms.office.com.

Na primeira etapa foi realizada uma revisão bibliográfica nas bases de dados científicas e acadêmicas, na biblioteca virtual de saúde, bem como nas recomendações internacionais e regulamentação nacional como embasamento teórico para esse trabalho.

Na segunda etapa foi criada uma ferramenta para autoavaliação de proteção radiológica em serviços de radiodiagnóstico odontológico tendo como base a Portaria 453/98 da SVS/MS, desenvolvida com o software Microsoft Excel 2016®. A ferramenta de autoavaliação é constituída de um formulário contendo um cabeçalho para identificação do usuário e dez itens relacionados a

proteção radiológica, com a finalidade de avaliar o estado de conformidade e não conformidade do serviço. O critério de escolha dos itens levou em consideração a importância do assunto e a facilidade de resposta por parte dos usuários, sem exigir deles nenhum equipamento de monitoração ou consulta em algum material para responder os itens. O formulário é caracterizado por perguntas objetivas especificamente implementadas para este fim, tendo como possibilidades de respostas: “sim”, “não” e “não respondido”. A elaboração do enunciado dos itens buscou aplicar uma linguagem simples e direta para facilitar o entendimento e a resposta do usuário. De acordo com as respostas obtidas, a ferramenta gera automaticamente um relatório com os dados fornecido pelo usuário, os dez itens respondidos e um gráfico representando em percentagem o nível de conformidade e não conformidade, podendo ser impresso pelo usuário. O relatório apresenta quais os itens estão em conformidade ou não conformidade com a Portaria 453/98 e também os itens que não foram respondidos. Cada item em conformidade com a norma apresenta em seu *layout* a cor verde evidenciando a concordância com as medidas de proteção radiológica. Quando a resposta do usuário estiver em não conformidade com a norma em seu layout a cor vermelha vai ser destacada como forma de evidenciar a inobservância com as medidas de proteção radiológica. Os itens não respondidos serão descritos e apresentarão cor cinza. Para os itens em não conformidade será mostrado em um campo correspondente qual o trecho específico na Portaria 453/98 o usuário está em desfalque.

A ferramenta também possui em cada item do relatório a alternativa do usuário obter informações mais detalhadas extraídas diretamente da Portaria 453/98 sobre o assunto abordado naquele item, incluído alguns recursos ilustrativos. Como a ferramenta vai ser utilizada individualmente, na sua interface é disponibilizado um tutorial de navegação explicando passo-a-passo todas as funcionalidades. Qualquer responsável técnico dos serviços de radiodiagnóstico odontológico ou profissionais da área que queiram ter acesso a ferramenta, a mesma estará disponível para download gratuitamente na versão para Excel® 97-2003 e na versão 2016 no endereço eletrônico: <https://1drv.ms/f/s!Am0vDmwJ4n0-g5BRG3YWe0pxKvYOpQ>. O único requisito básico para a execução da ferramenta é ter instalado em qualquer computador o software Microsoft Excel®. No geral, o formulário faz uma abordagem sobre a estrutura e distribuição do serviço, a realização de procedimentos obrigatórios de segurança de caráter periódico,

equipamentos de proteção e condutas no processo de trabalho. Os itens passaram por uma avaliação por profissional odontólogo experiente para serem feitos os ajustes necessários para tornar a ferramenta útil para a categoria.

A terceira etapa teve como propósito testar a aplicabilidade do conteúdo e método abordado através do envio do formulário por meio da plataforma *online* forms.office.com, tornando possível receber as respostas dos usuários que se disponibilizaram em responder. No final do formulário online tem a opção do usuário classificar a experiência com a ferramenta através de avaliação com estrelas e também de deixar um comentário sobre a relevância da mesma. Como a ferramenta *online* não gera o relatório, existe um campo que permite o usuário fornecer o endereço de e-mail para que o relatório possa ser encaminhado. Todos os participantes foram informados sobre o sigilo de sua identificação na própria plataforma. O formulário na sua forma *online* não tem o intuito de avaliar as condições de proteção radiológica do serviço e sim validar os itens do questionário, porém os resultados vão ser apresentados graficamente de forma quantitativa. A intenção da ferramenta é que o usuário faça a sua própria autoavaliação e desenvolva uma conduta segura baseado na sua real condição mediante as diretrizes de proteção radiológica.

Os formulários *online* foram enviados diretamente para um público de 61 profissionais através de vários meios de comunicação compatíveis com compartilhamento de links. Os profissionais que participaram estão divididos entre odontólogos formados, odontólogos em formação e técnicos ou tecnólogos da área odontológica.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A ferramenta proposta para autoavaliação de proteção radiológica em serviços de radiodiagnóstico odontológico é apresentada na sua totalidade na Figura 1:

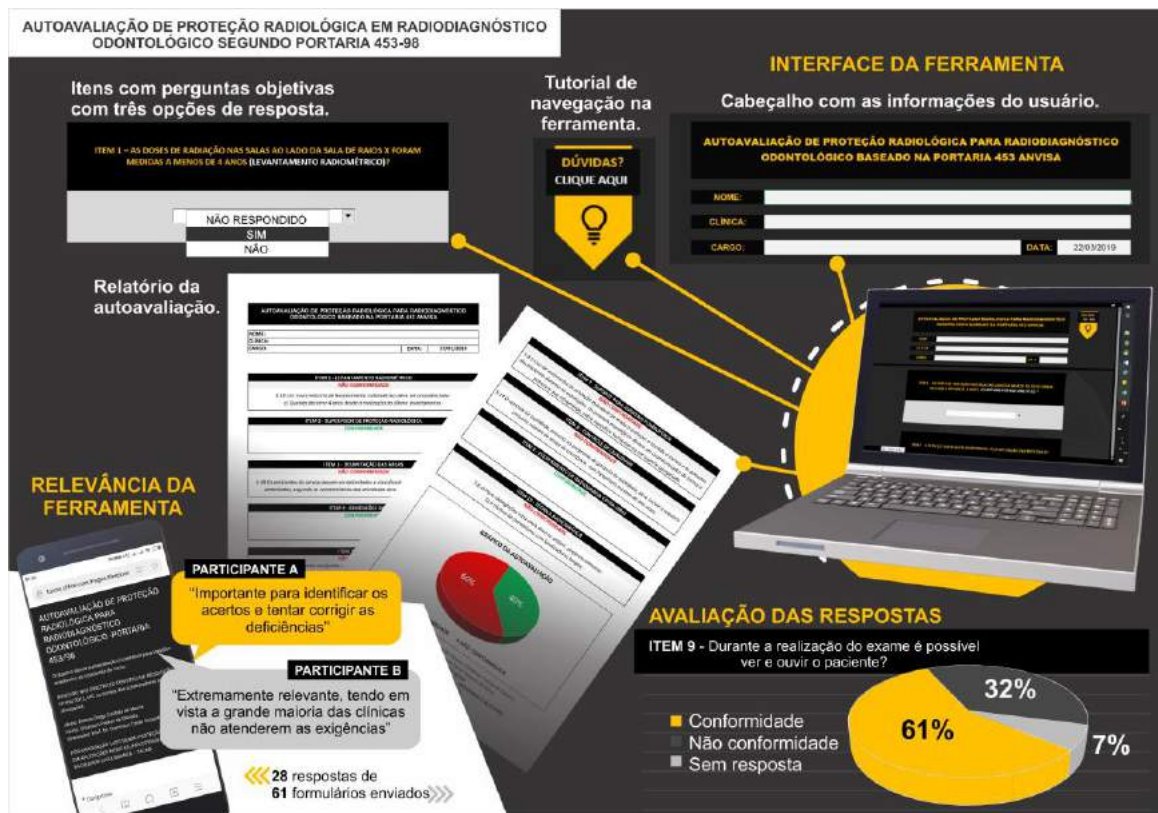


Figura 1: Ilustração dos resultados obtidos

Através do formulário online, que foi enviado para 61 profissionais com a finalidade de experimentar a aplicabilidade da ferramenta no público alvo, foram obtidas 28 respostas. A Tabela 1 apresenta os resultados do formulário *online* configurados nos percentuais dos itens em conformidade e não conformidade com a Portaria 453/98 dos profissionais que responderam, expressam a efetividade da ferramenta, sendo esse o propósito de sua aplicação na metodologia desse trabalho.

Tabela 1: Resultados do formulário *online* de autoavaliação de proteção radiológica em serviços de radiodiagnóstico odontológico baseado na Portaria 453/98 SVS/MS.

| ITEM | CONFORMIDADE | NÃO CONFORMIDADE | SEM RESPOSTA |
|---|--------------|------------------|--------------|
| 1 - As medidas das doses ambientais (levantamento radiométricos) realizadas nas salas adjacentes a sala de raios X foram realizadas a menos de quatro anos? | 43% | 43% | 14% |
| 2 - Existe um responsável no serviço, para a aplicação das medidas de proteção radiológica (supervisor de PR ou designado)? | 57% | 36% | 7% |
| 3 - Os ambientes dentro da instalação são delimitados em áreas de acesso livre ou áreas de acesso controlado? | 64% | 29% | 7% |
| 4 - A sala onde está o equipamento de raios X permite o operador se afastar pelo menos 2 metros do paciente (e do feixe primário) no momento da exposição? | 79% | 21% | - |
| 5 - As salas equipadas com equipamentos de raios X são sinalizadas? | 64% | 36% | - |
| 6 - A duração das exposições radiográficas é inferior a 5 segundos? | 68% | 32% | - |
| 7 - Os aventais plumbíferos são colocados em suportes apropriados quando não estão em uso? | 68% | 32% | - |
| 8 - O equipamento passou por alguns testes de qualidade a menos de 2 anos? | 53% | 36% | 11% |
| 9. Durante a realização do exame radiográfico é possível ver e ouvir o paciente? | 61% | 32% | 7% |
| 10 - A técnica do paralelismo (com uso de posicionadores) é preferencialmente utilizada? | 61% | 36% | 3% |

No item 1, há um equilíbrio entre o número de profissionais que estão em conformidade e os que estão em não conformidade com a Portaria 453/98, demonstrando que, ao mesmo tempo, em algumas instalações os níveis de radiação das áreas circunvizinhas estão sendo verificadas e em outras não, o que certamente coloca em risco os ambientes fora da sala de exames devido a falta de

observância da Portaria. Os profissionais que marcaram a opção sem resposta, evidenciam, a princípio, falta da informação do último levantamento radiométrico ou a falta de conhecimento do que de fato é levantamento radiométrico.

No item 2, a maioria dos usuários possui ou um supervisor de proteção radiológica ou um responsável no serviço para a execução real das diretrizes de proteção radiológica. Os serviços que não possuem supervisor de proteção radiológica além de estar em discordância com a Portaria 453/89 apresentam uma grande probabilidade de estarem em falta com vários outros itens da norma, já que não tem um profissional dedicado a aplicação da proteção radiológica. Os que optaram pela opção sem resposta, podem desconhecer a existência desse tipo de profissional no serviço.

No item 3, a maioria dos usuários estão em conformidade com a Portaria 453/98 quanto as delimitações das áreas, o que é indispensável para a garantia que exposições acidentais ocorram, já que indivíduos não envolvidos no exame não tem acesso ao local de exposição devido a essas delimitações. Os que estão em não conformidade, representam uma grande falha na proteção radiológica aumentando assim o risco de exposições desnecessárias. Sete por cento optou por não responder, deixando subentendido que a delimitação das áreas não é um conhecimento comum a todos os envolvidos.

No item 4, a grande maioria obedece a um dos princípios de proteção que é a distância, porém uma considerável percentagem ainda desconsidera esse fator tão importante, que está diretamente ligado a dose recebida pelo indivíduo ocupacionalmente exposto.

No item 5, um terço dos usuarios não apresenta sinalização, o que caracteriza uma falta segundo os padrões de proteção radiológica e demonstra uma subestimação dos riscos existentes no serviço. A sinalização é outra maneira de evitar que pessoas não envolvidas diretamente com o exame se aproximem da sala durante a exposição, nos serviços que não dispõem de tal condição estabelecida pela norma podem incorrer em exposições injustificáveis.

No item 6, 68% dos usuários estão em conformidade com a Portaria 453/98 quanto ao tempo de exposição radiográfica inferior a 5 segundos e 32% em não conformidade, o que também caracteriza uma quebra do que é estabelecido pela norma.

No item 7, apesar de que a maioria dos usuários respeitarem o que é normatizado sobre as condições de armazenamento dos aventais plumbíferos, 32% não estão em conformidade com esse

questo, o que pode acarretar em dano na blindagem do avental, colocando a proteção radiológica em risco só por não utilizar suportes apropriados para os aventais quando estes não estão em uso.

No item 8, metade das respostas demonstra que os equipamentos estão apropriados para serem utilizados nas práticas radiológicas, entretanto alguns evidenciam que a aplicação das técnicas podem estar inadequadas devido a falta do controle de qualidade. Os 11% que não tiveram resposta para esse item demonstram possivelmente a falta dos dados sobre o controle de qualidade do serviço ou a inconsciência desse tipo de controle estabelecido pela norma.

No item 9, 61% dos usuários atendem o item quanto a observação do paciente no momento da exposição, o que é imprescindível para evitar algum infortúnio durante a exposição e também garantir o objetivo da mesma. Os que estão em não conformidade, podem ter que realizar uma repetição devido a movimentação do paciente ser uma realidade bem possível tendo em vista que o profissional não está vendo o paciente no momento do disparo. Os que responderam optaram pelo item sem resposta, demonstram um desconhecimento da exigência feita pela Portaria 453/98.

No item 10, a técnica do paralelismo é a exposição preferencialmente utilizada pela maioria dos profissionais, enquanto os que não usam pode resultar em repetições desnecessárias de radiografias tendo em vista que a técnica do paralelismo é mais simples de ser executada o que garante o êxito do exame. Três por cento não se posicionaram nesse item optando pela opção item sem resposta, evidenciando um possível desconhecimento da norma ou até mesmo da técnica do paralelismo.

4. CONCLUSÕES

Com base na pesquisa e nos resultados obtidos pode-se concluir que a ferramenta apresentou funcionalidade prática e efetiva, servindo de mecanismo de autoavaliação para responsáveis técnicos de serviço de radiodiagnóstico odontológico, no intuito de gerar uma consciência voltada para o cumprimento das diretrizes de proteção radiológica mesmo o método utilizando doses baixas.

Três dos participantes deixaram comentário sobre a relevância da plataforma. Um deles disse que a ferramenta era “importante para identificar os acertos e tentar corrigir as deficiências”, outro comentou que a ferramenta é “extremamente relevante, tendo em vista a grande maioria das clínicas não atenderem as exigências” e o outro que “A autoavaliação nos faz lembrar de sair do

automatismo e da produção exponencial em detrimento da segurança dos profissionais e dos pacientes! Questionamentos assim são sempre válidos”.

Foi possível verificar, também, que existe um déficit nos níveis de proteção radiológica em serviços de radiodiagnóstico odontológico devido ao desconhecimento da Portaria 453/98 por parte dos odontólogos, o que conseqüentemente pode gerar um aumento dos riscos de efeitos estocásticos por exposições desnecessárias.

Recomenda-se, que essa ferramenta que se mostrou aplicável e útil seja aperfeiçoada em relação a quantidade de itens e profundidade nos assuntos e disponibilizada através do site da faculdade ou outros portais para os diversos serviços de radiodiagnóstico odontológico existentes no Brasil.

REFERÊNCIAS

- [1] BIASOLI JUNIOR, Antônio. **Técnicas Radiográficas**. Rio de Janeiro: Rubio, 2016.
- [2] SANTOS, Maria Lúcia; MELLO, Walter; VON RANKE, Felipe. **Introdução à Radiologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2015. p. 250
- [3] BOLNER, Roberta Cristiane Nadal Ciapparini. **Contextualização Histórica da Radiologia Odontológica**. 2011. 33 f. Tese (Doutorado) - Curso de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Rio Grande do Sul, 2011.
- [4] WHITE, Stuart C.; PHAROAH, Michael J. **Radiologia Oral: Princípios e interpretação**. 7. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2015. 696 p.
- [5] MIGUEL, Cristiano et al. Avaliação da dose ocupacional em radiografia intraoral. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**. Paraná, Maio 2016. p. 1-7.
- [6] FERREIRA, Virginia Medeiros; ZOCCRATTO, Keli Bahia Felicíssimo; BRASILEIRO, Cláudia Borges. Estimativa de dose efetiva e detrimento em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). **Rev Odonto: arquivos em odontologia**, Belo Horizonte, v. 48, n. 4, p.251-256, out. 2012.

- [7] TAUHATA, Luiz et al. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos. 10. Revista. Rio de Janeiro: IRD/CNEN. 344 p. 2014.**
- [8] BRASIL. Portaria nº 453. **Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**, de 1 de junho de 1998.
- [9] BRASIL. CONSELHO FEDERAL DE ODONTOLOGIA. (Comp.). **Quantidade Geral de Profissionais e Entidades Ativas.** Disponível em: <<http://cfo.org.br/website/estatisticas/quantidade-geral-de-entidades-e-profissionais-ativos/>>. Acesso em: 23 jan. 2019.
- [10] DUARTE, Ana Flora; FIGUEIRÔA, Julieta; FRASSINETTI, Paula. Conhecimento e atitudes dos odontólogos sobre proteção radiológica em relação à portaria 453 do ministério da saúde. **Ciências Biológicas e da Saúde**, Recife, v. 1, n. 3, p.75-84, jul. 2014.
- [11] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. SELF-ASSESSMENT OF NUCLEAR SECURITY CULTURE IN FACILITIES AND ACTIVITIES. **Nuclear Security Series**, Viena, v. 28, p.0-107, 2017.



A influência da desintegração do Radônio transportado pela evapotranspiração das plantas na formação de aerossóis atmosféricos em ambiente florestal

Motoki, K.^a, Campos, T.F.C.^b, Pastura V.F.S.^c, Sichel S.E.^a, Fonseca E. M.^a

^aInstituto de Geociências da Universidade Federal Fluminense, Gragoatá, Niterói - RJ, 24210-346. ^bDepartamento de Geologia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Campus Central da UFRN, Lagoa Nova Natal RN 59064-741; ^cInstituto de Energia Nuclear da Comissão Nacional de Energia Nuclear, Ilha do Fundão, Rio de Janeiro - RJ, 21941-614

e-mail: kmotoki.mag@gmail.com; thomascampos@geologia.ufrn.br; vpastura@ien.gov.br; susannasichel@id.uff.br; oceano25@hotmail.com

RESUMO

Entre as diferentes variáveis que provocam impactos no clima, devemos contar com a variação dos aerossóis atmosféricos, nesse contexto e excluindo-se a atividade humana, o seu aparecimento está intimamente correlacionado com a presença de íons na atmosfera. Essas moléculas ionizadas são formadas tanto pelas ações dos raios cósmicos espaciais, como pelas radiações Gama e Alfa terrestres, que irão constituir os aglomerados iônicos que, por sua vez, influenciam na quantidade de aerossóis atmosféricos de uma dada região, principalmente em áreas florestais. Esse fato será devido ao transporte de gás Radônio dissolvido nas águas subterrâneas para o ar pela evapotranspiração das plantas, uma vez que a alta densidade do gás Radônio (10 kg/m³) liberado diretamente de solos e rochas tem pouco poder de penetração na atmosfera. Nesse artigo apresenta-se um estudo sobre a correlação de partículas iônicas em uma atmosfera de floresta insular (ilha da Trindade) e de mata atlântica dunar (parque da Dunas, Natal RN) com a variação do gás Radônio.

Palavras-chave: Radônio, Aerossóis atmosféricos, Clima florestal.

ABSTRACT

Among the different variables that cause impacts on the climate, we must rely on the variation of atmospheric aerosols, in this context and excluding human activity, its appearance is closely correlated with the presence of ions in the Atmosphere. These ionized molecules are formed both by the actions of cosmic space rays and by the terrestrial Gamma and Alpha radiations that will constitute the ionic agglomerates which, in turn, influence the amount of atmospheric aerosols of a given region, especially in forest areas. This will be due to the transport of Radon gas dissolved in the groundwater to the air by evapotranspiration of the plants, since the high density of the Radon gas (10 kg/m^3) released directly from soils and rocks has little penetration power in the Atmosphere. In this paper we present a study on the correlation of ionic particles in an island forest atmosphere (Trindade Island) and Atlantic dune forest (Dunas Park, Natal RN) with the variation of Radon gas.

Keywords: Radon, Atmospheric aerosols, Forest climate.

1. INTRODUÇÃO

A variação dos aerossóis atmosféricos provoca grande impacto no clima de uma da região. Pesquisas internacionais identificaram a existência de uma correlação intrínseca entre esses aerossóis atmosféricos e à presença de íons na atmosfera. Esses aglomerados iônicos se formam tanto pela radiação cósmica, como pelas radiações terrestres Gama e Alfa. Nesse contexto, chama-se atenção para a radiação ionizante proveniente do Radônio 222 e seus descendentes em áreas florestal, pois devido ao transporte de gás Radônio dissolvido nas águas subterrâneas para o dossel florestal, através da evapotranspiração vegetal, uma vez que a alta densidade do gás radônio (10 kg/m^3) exalado dos solos e rochas tem pouco poder de penetração na atmosfera baixa.

Os aglomerados de íons na Atmosfera são formados pela ação da radiação cósmica, da radiação Gama da superfície terrestre e da radiação Alfa do Radônio existentes no Ar. Admite-se que a concentração de aglomerados de íons esteja diretamente relacionada com o nível de radônio na Atmosfera, como foi demonstrado por [1] nos seus estudos sobre a exalação de radônio nas cavernas da república Checa e por [2] nas florestas australianas. Esses autores constataram uma forte correlação entre os níveis de radônio e os íons positivos ($R^2 = 0,89$) e íons negativos ($R^2 = 0,96$) na atmosfera. Este fato também foi identificado por [3] que demonstraram que as Medianas desses aglomerados em zonas florestais (725 cm^3) eram significativamente superiores às de áreas abertas (269 cm^3).

O semiárido brasileiro compreende uma área de quase um milhão de km^2 , abrange à maior parte dos estados nordestinos. Além da ocorrência da seca, essa região é caracterizada pela má distribuição das águas e chuvas, elevada evapotranspiração, alta salinidade. Por sua vez, o clima da ilha Trindade é do tipo oceânico tropical, com temperatura média anual de 25°C , sendo o mês de fevereiro o mais quente (30°C) e o de agosto o mais frio, com temperatura em torno de 17°C . De abril a outubro a ilha sofre invasão periódica de frentes frias provindas do sul. A precipitação média anual é de 923 mm , mas muito variável, o seu sistema de drenagem é pouco expressivo, com de baixa vazão [4].

Partindo desses pressupostos, se faz necessário a realização de esforços de investigação, de maneira a captar e descrever as tendências de distribuição de radônio na atmosfera baixa das áreas

de florestas naturais e seu entorno degradado, criando-se um quadro de referência teórico-prático de maneira a sistematizar e compreender as transformações em curso, e aplicá-lo aos processos de mudanças climáticas.

Nesse trabalho apresentam-se os resultados sobre a correlação do teor de Radônio e com os aglomerados iônicos (+ e -) nos dosséis da floresta de Samambaia (*Cyathea Sm.*) da Ilha Trindade (Sudeste do Brasil) e da Mata Atlântica dunar do município de Parnamirim, estado do Rio Grande do Norte (Nordeste do Brasil).

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Para as medições ativas e passivas do gás radônio na atmosfera foi usado um emanômetro AlphaGuard® PRO (GENITRON INC). As medições dos aglomerados de íons atmosféricos foram realizadas através de um contador de íons (Air Ions Counter da AlphaLab® INC). A radiação Gama superficial foi medida através de um espectrômetro de radiação Gama modelo RS-230® (RADIATION SOLUTION INC.). Por sua vez, as condições atmosféricas locais foram medidas através de estação meteorológica portátil modelo VANTAGE PRO 2 (DAVIS INC.). Os equipamentos necessários foram disponibilizados pelo Laboratório de Radioatividade Natural do Departamento de Geologia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte.

Os protocolos de medição seguidos na montagem da torre de medição de 5 m de altura foram os seguintes:

- a) As medições ativas de radônio foram realizadas a cerca de 1 m do solo;
- b) As medições de íons atmosféricos (+ e -) foram realizadas a 1 e 5m do solo ;
- c) As condições meteorológicas foram medidas através de uma estação meteorológica fixada a 1m e a outra a 5m do solo.

Considerando o tempo de meia-vida do Radônio ($\approx 3,8$ dias), a duração do período de coleta de dados escolhidos foi de 5 dias. Como o clima no interior do nordeste brasileiro é bem peculiar, não existindo estações do ano marcantes, quando muito resume-se a duas estações: a “época de chuva” e

a “época de seca”, seca essa que pode durar anos, devido então a essa peculiaridade, optou-se realizar as medições no “período seco” e em caso de chuva esporádica só realizar medições após três dias de estiagem. Contudo, também dada a peculiaridade da variação meteorológica da ilha Trindade, as medições de Radônio só ocorreram nos períodos da semana que não chovesse durante três dias.

2.1. Aspectos geológicos e biológicos

O estado do Rio Grande do norte é conhecido pelas suas regiões granítico-pegmatítica e dunar enriquecidas em minerais que contem Urânio e Tório. Grande parte dessas regiões estão cobertas por floresta atlântica dunar e por caatinga. A floresta atlântica é um bioma terrestre e compreende uma região que se estende ao longo da costa atlântica brasileira, desde o Rio Grande do Norte, no Nordeste, até o Rio Grande do Sul, no sul do país (Fig. 1A, B). Por sua vez, a ilha Trindade possui um substrato vulcânico de caráter sódico-alcálico e de piroclastos diversos. A diversidade de solos está profundamente relacionada com as variações do substrato vulcânico e sua posição altimétrica (Fig. 1C, D).

De maneira geral, os solos na ilha Trindade apresentam baixa fertilidade natural e grau de intemperismo acentuado. Esse fato deve-se ao primeiro desastre ecológico em solo brasileiro, pois segundo narrativas históricas, o comandante do navio inglês *H. M. S. Paramore*, que trazia o famoso astrônomo Edmund Halley, soltou os primeiros casais de cabras, porcos e carneiros na ilha, bem como pela tentativa portuguesa de colonizar a ilha da Trindade.

O processo de colonização da ilha da Trindade foi historicamente abandonado, devido a irregularidade do substrato vulcânico, que não permitia o seu aplainamento para a agricultura e os animais que foram abandonados e se proliferaram às custas da vegetação nativa, devastando as florestas que cobriam pelo menos 85% da Ilha da Trindade. A maior parte da degradação se deu entre a visita de Halley e a primeira metade do século XIX [5].

Atualmente, a ilha da Trindade é coberta por gramíneas (60%) em áreas abertas e por vegetação arbóreas (5%), nomeadamente por samambaias gigantes (*Cyathea copelandii* Kuhn & Luer) e muito raramente a *Colubrina glandulosa* Perk, que sobreviveram a devastação caprina, nas altas altitudes (400 a 550 m) devido a sua casca não ser comestível por esses animais (Fig. 1C, D).

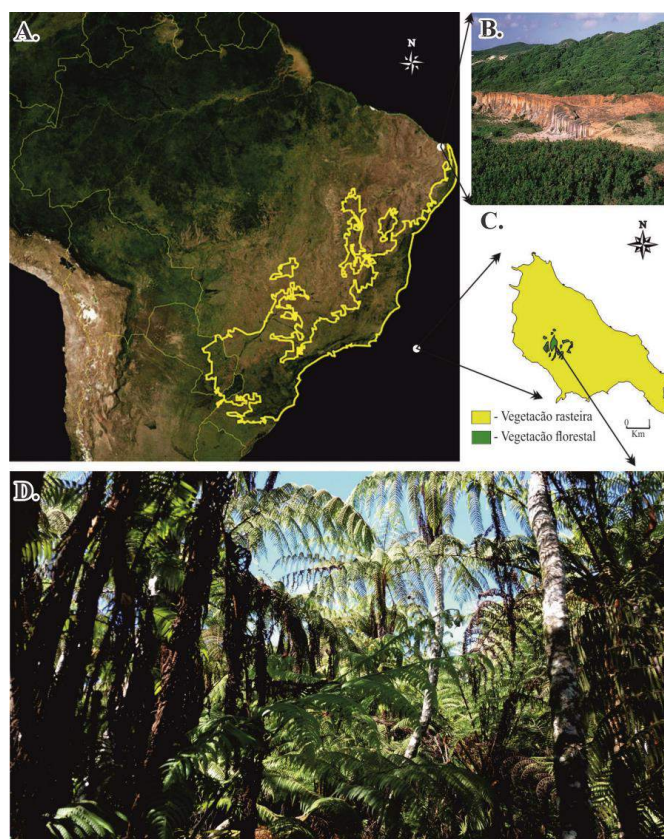


Figura 1: Localização das áreas pesquisadas: A) Demarcação da área da Mata Atlântica no Brasil, em verde são as matas existentes (apud WWF) B) Parte da área Mata Atlântica Dunar, no Rio Grande do Norte (Natal); C) Área de florestal da ilha da Trindade: em amarelo a cobertura de liquens, gramíneas e herbáceas, em verde a floresta arbóreas, com predomínio de Samambaias (*Cyathea Sm.*) e muito mais raramente *Colubrina granulosa*; D) Parte da área da floresta de samambaias gigantes da ilha Trindade. Fonte: Figura 1A: Imagem de satélite da NASA

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

As medições de íons atmosféricos e de Radônio foram realizadas, tanto no interior, como fora das florestas e no sentido contrário ao vento (Tabela 1 e 2, Fig. 2). Apesar das medições terem sido realizadas ao longo de 5 dias, os dados sobre os íons e Radônio aqui analisados estão restritos às horas de luz do dia, em condições climáticas favoráveis, com a temperatura do ar entre 20 e 30°C, de modo a se evitar as conhecidas variações diurnas acentuadas nas concentrações do Radônio e dos íons atmosféricos. Por isso estão apresentadas a média geométrica das medições.

Tabela 1: Média geométrica do teor total de íons atmosféricos em diferentes regiões florestais no Brasil

| Íons totais | | | | | | | | | | |
|-------------|------------------------------|------|----------------------------|------|------------------------------|-----|----------------------------|------|------------------------------|----------------------------|
| Hora | Ilha da Trindade | | | | Parque das Dunas | | | | Amazônia | Índia |
| | MG* Dentro da floresta | DP** | MG* Fora da floresta | DP** | MG* Dentro da floresta | DP | MG* Fora da floresta | DP** | MG* Dentro da floresta | MG* Fora da floresta |
| 07:41 | 184 | 0,3 | 34 | 0,2 | 170 | 0,5 | 65 | 0,6 | 700 | 388 |
| 08:41 | 209 | 0,3 | 49 | 0,2 | 130 | 0,5 | 75 | 0,6 | 685 | 333 |
| 09:41 | 222 | 0,4 | 52 | 0,3 | 162 | 0,6 | 78 | 0,7 | 640 | 315 |
| 10:41 | 234 | 0,2 | 74 | 0,1 | 135 | 0,4 | 80 | 0,5 | 525 | 197 |
| 11:41 | 247 | 0,5 | 77 | 0,4 | 170 | 0,7 | 95 | 0,8 | 455 | 168 |
| 12:41 | 269 | 0,3 | 89 | 0,2 | 180 | 0,5 | 96 | 0,6 | 415 | 145 |
| 13:41 | 247 | 0,4 | 107 | 0,3 | 154 | 0,5 | 89 | 0,7 | 373 | 134 |
| 14:41 | 264 | 0,4 | 114 | 0,3 | 130 | 0,5 | 89 | 0,6 | 364 | 125 |
| 15:41 | 254 | 0,4 | 134 | 0,3 | 100 | 0,6 | 70 | 0,7 | 368 | 147 |
| 16:41 | 307 | 0,4 | 147 | 0,3 | 160 | 0,6 | 100 | 0,7 | 389 | 138 |
| 17:41 | 320 | 0,3 | 162 | 0,2 | 205 | 0,5 | 110 | 0,6 | 446 | 149 |
| 18:41 | 342 | 0,4 | 172 | 0,3 | 210 | 0,5 | 115 | 0,7 | 460 | 163 |
| 19:41 | 490 | 0,4 | 290 | 0,3 | 165 | 0,6 | 118 | 0,7 | 450 | 153 |
| 20:41 | 933 | 0,2 | 333 | 0,1 | 180 | 0,4 | 121 | 0,5 | 489 | 192 |
| 21:41 | 875 | 0,4 | 375 | 0,3 | 182 | 0,6 | 134 | 0,7 | 570 | 273 |
| 22:41 | 964 | 0,4 | 414 | 0,3 | 205 | 0,5 | 138 | 0,7 | 550 | 298 |

*MG: Média geométrica; **DP: Desvio padrão

Tabela 2: Média geométrica do teor de Radônio na atmosfera de diferentes regiões florestais no Brasil

| Radônio (kBq/m ³) | | | | | | | | | | |
|-------------------------------|------------------------------|------|----------------------------|------|------------------------------|------|----------------------------|------|------------------------------|----------------------------|
| Hora | Ilha Trindade | | | | Parque das Dunas | | | | Amazônia | Índia |
| | MG* Dentro da floresta | DP** | MG* Fora da floresta | DP** | MG* Dentro da floresta | DP** | MG* Fora da floresta | DP** | MG* Dentro da floresta | MG* Fora da floresta |
| 07:41 | 20 | 3 | 12 | 1,7 | 57 | 2,5 | 42 | 2 | 22 | 17 |
| 08:41 | 25 | 2,2 | 13 | 0,9 | 75 | 2,7 | 53 | 2,2 | 24,9 | 14 |
| 09:41 | 27 | 2,8 | 16 | 1,5 | 78 | 2,6 | 65 | 2,1 | 25 | 13 |
| 10:41 | 26 | 2,9 | 15 | 1,6 | 81 | 2,7 | 71 | 2,2 | 22 | 10 |
| 11:41 | 23 | 2,7 | 14 | 1,4 | 82 | 2,7 | 73 | 2,2 | 16 | 8 |
| 12:41 | 22 | 2,8 | 13 | 1,5 | 84 | 2,5 | 71 | 2 | 14 | 6 |
| 13:41 | 24 | 3 | 14 | 1,7 | 81 | 2,4 | 69 | 1,9 | 15 | 7 |
| 14:41 | 27 | 3 | 16 | 1,7 | 80 | 2,7 | 66 | 2,2 | 18 | 8 |
| 15:41 | 29 | 3,1 | 18 | 1,8 | 76 | 2,8 | 66 | 2,3 | 19 | 12 |
| 16:41 | 35 | 2,5 | 22 | 1,2 | 78 | 2,7 | 69 | 2,2 | 20 | 14 |
| 17:41 | 37 | 3 | 24 | 1,7 | 81 | 2,4 | 70 | 1,9 | 21 | 14 |
| 18:41 | 41 | 3 | 25 | 1,7 | 82 | 2,8 | 71 | 2,3 | 21 | 15 |
| 19:41 | 48 | 2,5 | 28 | 1,2 | 81 | 2,4 | 71 | 1,9 | 18 | 16 |
| 20:41 | 50 | 2,6 | 33 | 1,3 | 79 | 2,7 | 67 | 2,2 | 17 | 12 |
| 21:41 | 58 | 2,7 | 38 | 1,4 | 75 | 2,6 | 64 | 2,1 | 16 | 11 |
| 22:41 | 60 | 2,9 | 47 | 1,6 | 69 | 2,6 | 63 | 2,1 | 15 | 10 |

*MG: Média geométrica; **DP: Desvio padrão

O radônio é um gás mais pesado que o ar e em condições atmosféricas estáveis, como o que ocorre durante a noite e no início da manhã, tende a acumular-se perto do solo. A turbulência devido ao aquecimento solar durante o dia causar uma grande difusão turbulenta (difusão *eddy*) na atmosfera, que pode diluir o radônio que emana dos solos. Além disso, nas áreas estudadas, existem boas evidências para sugerir que a concentração de radônio na atmosfera segue uma tendência diurna, semelhante à concentração de aglomerados de íons, com um máximo no início da manhã e um mínimo na parte da tarde.

Na Figura 2 apresenta-se os gráficos com as variações diurnas dos teores de Radônio e íons provenientes de observações nos diferentes tipos de florestas (dentro e fora delas): Floresta Atlântica do Parque das Dunas (Natal-RN) no Nordeste do Brasil, floresta de samambaias gigantes da Ilha da Trindade no Sudeste do Brasil. A título de comparação, nesses gráficos também projeta-se os dados sobre florestas de Mysore (Índia) [6] e da Amazônia brasileira [7]. Todas as curvas apresentam o tradicional pico de Radônio pela manhã (Fig. 2), cabe salientar que devido a escala vertical do gráfico do Radônio ser vasta, alguns picos matinais foram atenuados. No entanto, nesses gráficos pode-se ver que há um segundo pico que aparece à tarde (Fig. 2). Outros estudos também relataram esse mesmo fenômeno, como pode ser visto nos dados de [2], [6] e [7].

Os resultados obtidos sobre as variações do Radônio e de Íons_{Total} são similares aos existentes na literatura, isto é, seguem a já conhecida variação diurna do gás radônio, similarmente a variação dos íons, onde há um crescimento nas primeiras horas da manhã, uma diminuição ao meio do dia e um aumento para o final da tarde. Contudo, existem diferenças que se associa ao substrato geológico, o tipo de solo, o clima e ao tipo de vegetação florestal (Fig. 2), pois os valores de Radônio e de íons nas áreas estudadas são mais elevados do que os divulgados na literatura.

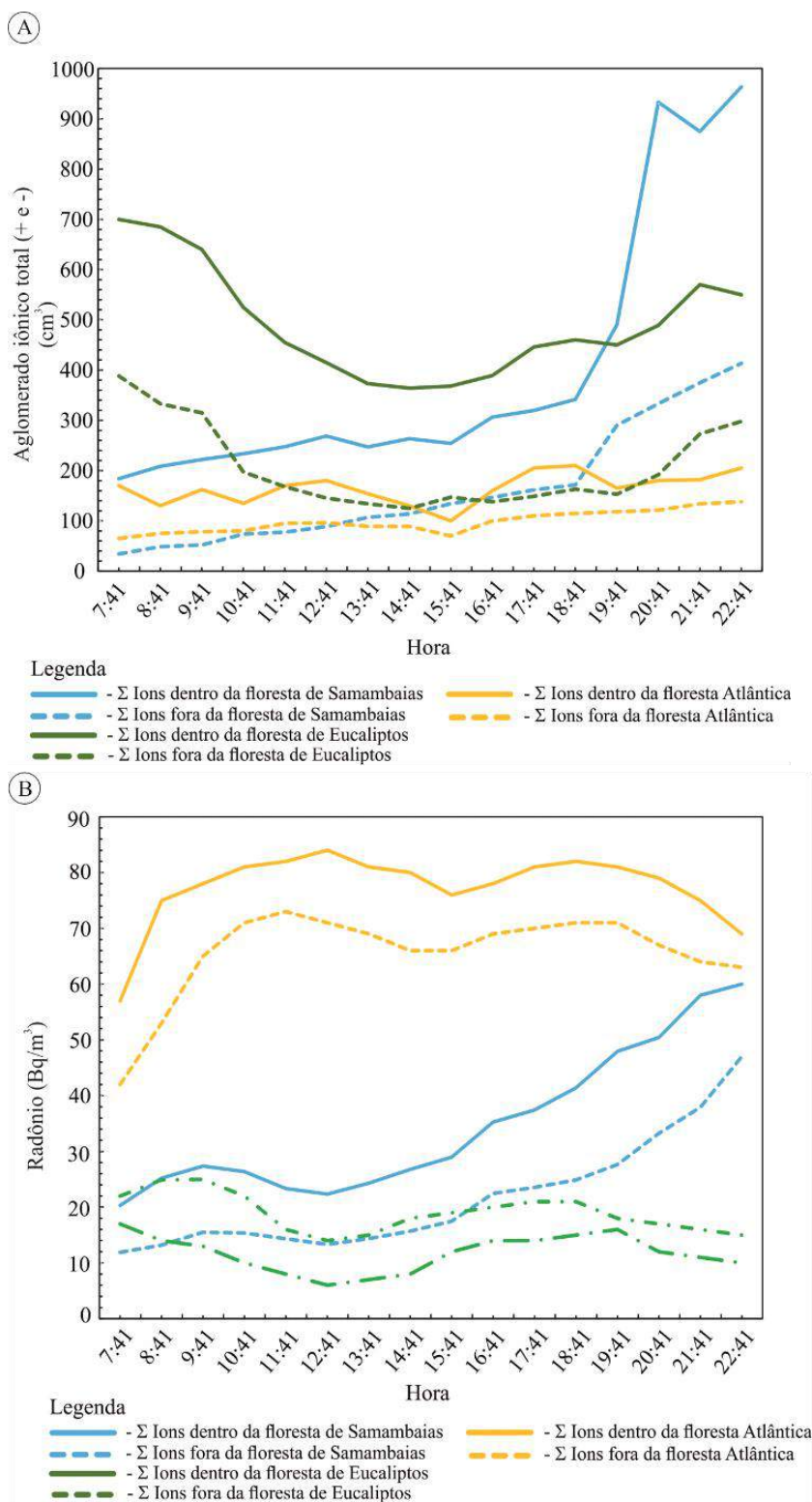


Figura 2 : A) Variação dos íons_{Total} (+ e -) ao longo do dia, em diferentes tipos de florestas;
 B) Variação do gás Radônio ao longo do dia, em diferentes tipos de florestas.

4. CONCLUSÕES

A temperatura e turbulência do Ar geralmente possuem picos durante o meio da tarde e, consequentemente, tanto a concentração do radônio, como a dos íons não são esperadas aumentarem nesse período. Assim, conclui-se que esses picos ao meio da tarde são relacionados à liberação de Radônio para a atmosfera pela evapotranspiração das plantas que, geralmente, ocorrem durante a tarde, conclusão essa que corrobora com a de [2]. Contudo, os resultados deste trabalho quando comparado com os das outras regiões apresentam os picos máximos e mínimos do radônio e dos aglomerados iônicos com um certo atraso ao longo do dia. Fato esse que é devido tanto à pouca variação da temperatura do ar ao longo do dia, como aos teores de Radônio serem mais altos em relação as outras regiões. O fato do Radônio ser mais alto é devido a influência geológica. Visto que os solos e do Parque florestal das Dunas - Natal são constituído por areias eólicas enriquecidas em minerais pesados portadores de Urânio e Tório (Monazita, Alanita, Epidoto e Thorianita) e a floresta de samambaias da ilha da Trindade se encontram sobre rochas vulcânicas fonolíticas, rochas essas que possuem Urânio disperso em sua matriz.

AGRADECIMENTOS

Esta pesquisa foi financiada pelo Conselho Nacional de Pesquisa e Desenvolvimento Tecnológico do Brasil (CNPq) e recebeu apoio laboratorial do Instituto de Engenharia Nuclear e do Laboratório de Poços de Caldas do Comitê Nacional de Energia Nuclear (IEN/LAPOC/CNEN) e apoio logístico do Programa Arquipélago e Ilhas Oceânicas da Secretaria Interministerial de Recursos do mar (SECIRM) e da Marinha do Brasil.

REFERÊNCIAS

- [1] Sas, D.; Sladek, P.; Navatril, O. Radon and air ion balance. **Czech. J. Phys.** 2006, 56, 141–148.
- [2] Jayaratne, E.R. Ling X., Morawska L. 2011 The Role of Vegetation in Enhancing Radon concentration and Ion Production in the Atmosphere. **Environ. Sci. Technol.**, 2011, 45 (15), pp 6350–6355

- [3] Ling, X.; Jayaratne, E. R.; Morawska, L. 2010. Air ion concentrations in various urban outdoor environments. **Atmospheric Environment**, 44, 2186–2193.
- [4] Clemente, E. P.; Schaeffer, C. E.; Oliveira, F. S.; Albuquerque Filho, M. R.; Alves, R. J.; Firme SÁ, M. M.; Melo, V. F.; Corrêa, G. R. Toposequência de solos na Ilha da Trindade, Atlântico Sul. **Rev. Bras. Ciênc. Solo**, v. 33 n. 5, 2009.
- [5] Faria, A.L.A (2012): **As briófitas da Ilha da Trindade, Atlântico Sul, Brasil**. Dissertação (Mestrado, Universidade de Brasília, Instituto de Biologia, Departamento de Botânica, Programa de Pós-Graduação em Botânica, 2012, 63 pp)
- [6] Martens, C.S., Shay, T.J., Mendlovitz, H.P., Matross, D.M., Saleska, S.R., Wofsy, S.C., Woodward, W.S., Menton, M.C., De Moura, J.M.S., Crill, P.M., De Moraes, O.L.L., Lima, R.L. Radon fluxes in tropical forest ecosystems of Brazilian Amazonia: nighttime CO₂ net ecosystem exchange derived from radon and eddy covariance methods. **Global Change Biol.** 10 (5), 618–629, 2004.
- [7] Chandrashekhara, M. S.; Sannappa, J.; Paramesh, L. 2006. Studies on atmospheric electrical conductivity related to radon and its progeny concentrations in the lower atmosphere at Mysore. **Atmospheric Environment**, 40, 87–95.



Validação do controle de qualidade em radiocirurgia utilizando folhas detectoras OSL baseadas na fluorita brasileira

Torquato^{a,b} M., Soboll^a D., Pagotto^a I., Horst^b I., Umisedo^c N., Yoshimura^c E.,
Malthez^a A. L. M. C.

^a Universidade Tecnológica Federal do Paraná, CEP: 80230-901, Curitiba – PR, Brasil.

^b Clinrad, Rua Roberto Barrozo, CEP 80520-070, Curitiba – PR, Brasil

^c Universidade de São Paulo, CEP 05508-090 Cidade Universitária, São Paulo – SP, Brasil

michele.torquatom@gmail.com

RESUMO

Este trabalho descreve o uso de folhas detectoras OSL de CaF₂ em comparação com câmara de ionização para validação da dose planejada em tratamentos de radiocirurgia utilizando a técnica de arcotomia volumétrica modulada (AVM). O controle de qualidade utilizando câmara de ionização foi realizado com uma câmara de ionização PTW semi-flex posicionada no centro de um fantoma com densidade equivalente à da água, como usualmente realizado na verificação da entrega de dose. Para o controle de qualidade utilizando a folha detectora OSL, foram utilizados 3 detectores OSL de CaF₂, fitas de 2 cm de altura e 0,5 cm de comprimento, envoltos separadamente em plástico pretoradiotransparente, posicionados semelhantemente a câmara de ionização no simulador para verificar as doses de 300, 600 e 2100 cGy planejadas. As fitas foram lidas em um leitor linear OSL no modo pulsado. Os valores de dose avaliados ao longo do comprimento das tiras OSL são compatíveis com os valores fornecidos pelo equipamento e medidos com a câmara de ionização. Além disso, durante o controle de qualidade da câmara de ionização, o equipamento forneceu valores máximos compatíveis com os valores medidos ao longo das fitas detectoras de CaF₂. Os resultados mostraram a aplicação de folhas detectoras OSL no controle de qualidade para pequenos tamanhos de campo em radiocirurgia.

Palavras-chave: Controle de qualidade, Radiocirurgia, Detectores OSL em folha.

ABSTRACT

This paper reports the use of OSL CaF₂ detector sheets compared to ionization chamber for dose validation planned in radiosurgery treatments using the modulated volumetric arc therapy technique (VMAT). Quality assurance using an ionization chamber was performed with a semi-flex PTW ionization chamber positioned in the center of a phantom with water equivalent density as usually performed in the check of dose delivery. For quality control using OSL detector sheet, 3 detector the CaF₂ OSL, 2 cm high and 0.5 cm long tapes were used, separately wrapped in radiolucent black plastic and positioned in the position of the ionization chamber in the phantom to verify the doses of 300, 600, and 2100 cGy planned. The detector strips were read on the linear OSL reader in pulsed mode. The dose values evaluated for each of the three schedules along the length of the OSL detector strips are compatible with the values provided by the equipment and measured with the ionization chamber. In addition, during the ionization chamber quality control, the equipment provided maximum values compatible with the values measured along the CaF₂ OSL tapes. The results showed the application of OSL detector sheets in quality control for small field sizes in radiosurgery.

Keywords: quality assurance, radiosurgery, OSL detector sheet.

1. INTRODUÇÃO

Dentre as melhores práticas disponíveis, de acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), a radioterapia é uma das principais opções no controle do câncer, já que aproximadamente 52% dos pacientes oncológicos devem receber radioterapia pelo menos uma vez ao longo do tratamento. Ainda quando associada a outras modalidades, a radioterapia tem papel fundamental no tratamento, estimando-se que cerca de 40% dos pacientes que estão curados do seu câncer passaram por esse tipo de terapia. Além disso, esta modalidade é eficaz nos tratamentos paliativos e no controle de sintomas em casos avançados ou de recidiva [1].

Entre todas as modalidades terapêuticas na radioterapia, a radiocirurgia ganhou destaque como forma efetiva de tratamento associada com baixa morbidade e mortalidade [2]. Em especial, a tecnologia Arcoterapia Volumétrica Modulada (AVM) fornece cobertura ao volume de tratamento preservando os órgãos de risco, com a vantagem da entrega rápida da dose, permitindo mais conforto e reduzindo o movimento durante a execução do tratamento [3].

Nas diversas áreas que utilizam radiação ionizante, devido à proteção radiológica, se faz necessário o controle de qualidade para se conhecer a dose entregue em cada procedimento. Os controles de qualidade e as medidas de dose podem ser feitas através de diversos modos, utilizando equipamentos como câmara de ionização, filme radiocrômico ou detectores luminescentes [4,5].

Baseada nas recomendações internacionais, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), órgão brasileiro que regulamenta e fiscaliza no Brasil as instituições que utilizam radiação ionizante para fins terapêuticos, não descreve os processos de controle de qualidade, porém estabelece como obrigatório os testes para garantir a segurança nos tratamentos e na precisão para a entrega da dose prescrita [6].

A verificação da dose entregue pelo acelerador linear é feita através do Protocolo TRS 398, o qual foi criado com o objetivo de facilitar a determinação da dose absoluta com exatidão em radioterapia e permitindo o uso de vários dosímetros fornecendo os melhores fatores de correção. A eficiência mecânica nos aceleradores é feita através dos testes apresentados no TECDOC 1151 – Aspectos Físicos da Garantia da Qualidade em Radioterapia, os quais visam uma padronização dos parâmetros básicos dos tratamentos radioterápicos [6-8].

Nos tratamentos que envolvem alta tecnologia como radioterapia de intensidade modulada (IMRT), radiocirurgia e terapia volumétrica, além dos requisitos mencionados anteriormente, são necessários outros meios de controle de qualidade para garantir a entrega da dose planejada ao paciente. Vale citar que o controle de qualidade é personalizado ao planejamento de cada paciente. Tais meios são fundamentais na segurança, pois são verificadas todas as etapas do processo desde o planejamento até a entrega de dose levando em consideração todas as particularidades do tratamento [6,9].

Para verificação específica da entrega da dose prescrita ao paciente, um dos métodos empregados na radioterapia é a medida da dose prescrita em um ponto determinado em um fantoma utilizando câmara de ionização e/ou filme radiocrômico para obtenção do valor da dose, fornecido pela câmara de ionização, juntamente com o plano de distribuição de dose e a dose fornecidos pelo filme radiocrômico [10]. Neste método, os resultados obtidos com os dois detectores são comparados com o sistema de planejamento para verificar a segurança do processo.

No caso da radiocirurgia, há grande dificuldade em realizar dosimetria em regiões com pequenos campos de irradiação (lesões menores que $0,5 \text{ cm}^3$) e grande gradiente de dose (doses nas regiões adjacentes, até 0,5 cm do volume alvo, devem receber no máximo até 50% da dose prescrita), pois os medidores e detectores, tradicionalmente utilizados nos centros de radioterapia, como a câmara de ionização e filmes radiocrômicos, possuem restrições para esse tipo de medida. As câmaras de ionização e semicondutores, por exemplo, não fornecem a resolução espacial que alguns planejamentos necessitam, pois fornecem o valor de dose medido no seu volume não fornecendo a distribuição de dose num plano. Já os filmes radiocrômicos apresentam “efeito de borda” dificultando medidas em campos pequenos de irradiação [11].

Dentre os sistemas dosimétricos disponíveis, tem-se os baseados na luminescência opticamente estimulada (*Optically Stimulated Luminescence* – OSL). Devido à natureza óptica do processo, alguns detectores OSL, comerciais como o Thermalox 995 (Materion Co) de óxido de berílio e o Luxel (Landauer Inc) de óxido de alumínio, ou desenvolvidos nacionalmente, como as folhas OSL baseadas na fluorita natural brasileira, apresentam como principal vantagem a possibilidade de reavaliação das doses (releitura), avaliação da distribuição e perfil de dose [12-14].

Considerando a necessidade de meios precisos e eficientes para dosimetria em campos pequenos e as vantagens dos detectores OSL, neste trabalho foi comparado o controle de qualidade feito com

câmara de ionização durante o planejamento de tratamentos de radiocirurgia (padrão ouro) com o controle de qualidade empregando folhas detetoras OSL de fluoreto de cálcio (CaF_2) baseadas na fluorita nacional brasileira.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Para comparar os controles de qualidade utilizando câmara de ionização e as folhas detetoras, foram realizados três planejamentos no sistema o MonacoElekta com fracionamento único (doses de 300 cGy, 600 cGy e 2100 cGy) utilizando a tecnologia AVM e empregando fótons com energia de 6 MV. Este foi feito para um adulto padrão utilizando a tomografia do simulador antropomórfico adulto *Alderson Radiation Therapy Phantom* (ART 210), como mostrado na Figura 1, simulando uma lesão menor do que $0,5 \text{ cm}^3$.



Figura 1: Planejamento da radiocirurgia (AVM) em simulador antropomórfico.

Para criar o controle de qualidade do tratamento proposto utilizando o MonacoElekta, o planejamento completo realizado no simulador antropomórfico (mesmo arco/ângulo de gantry, mesmos segmentos e as mesmas unidades monitoras e suas respectivas doses de tratamento) foi transferido à tomografia de um fantoma, composto por placas de polimetilmetacrilato com densidade equivalente à água popularmente conhecidas como placas de “água sólida”, com encaixe para câmara de ionização em região central, medindo $30 \times 30 \text{ cm}^2$ totalizando 16 placas de 1 cm de espessura, 2 placas de 0,5 cm formando assim um fantoma de dimensões $30 \times 30 \times 17 \text{ cm}^3$. Vale ressaltar que este fantoma atende as recomendações do Report TG 119, no qual sugere-se a realização de medições, utilizando fantasmas, preservando todos os parâmetros apresentados no

planejamento e o uso de câmaras de ionização com volumes sensíveis inferiores a $0,6 \text{ cm}^3$ como as *semi-flex* ($0,125 \text{ cm}^3$) ou as câmaras de ionização Pinpoint ($0,016 \text{ cm}^3$), pois câmaras de ionização com volumes maiores são mais susceptíveis a variações da distribuição de dose no volume analisado [15].

A Figura 2 mostra o fantoma de polimetacrilato e o encaixe da câmera de ionização PTW *semi-flex* (modelo TN31010) utilizada para medida de dose no fantoma.



Figura 2: Fantoma de polimetilmetacrilato de $30 \times 30 \times 17 \text{ cm}^3$, com densidade equivalente à água, composto por placas de 1 cm, com encaixe para câmera de ionização (a esquerda) e câmera de ionização PTW *semi-flex* modelo TN31010 inserida no fantoma.

O isocentro de tratamento foi posicionado no fantoma, no sistema de planejamento MonacoElekta, para que o volume sensível da câmera de ionização ficasse na região homogênea de dose (região do volume-alvo de maior dose) diminuindo as incertezas durante as medições, conforme mostrado na Figura 3.

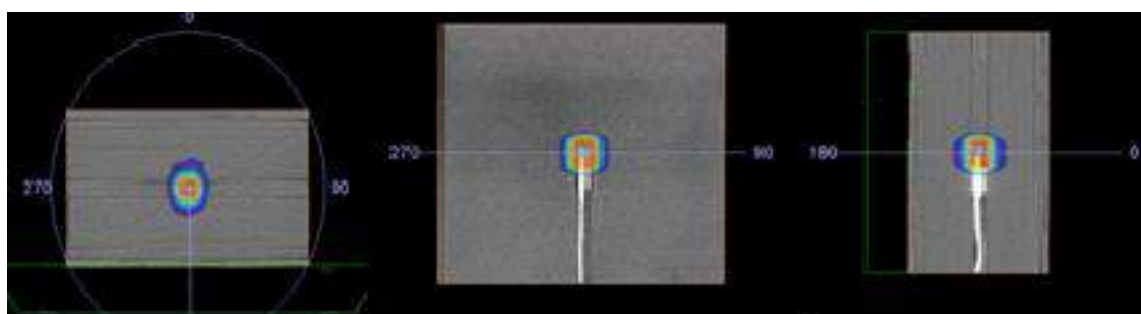


Figura 3: Fantoma polimetilmetacrilato $30 \times 30 \times 17 \text{ cm}^3$ com densidade equivalente à água no sistema de planejamento Monaco Elekta.

As irradiações para controle de qualidade foram realizadas utilizando um acelerador linear Elekta Synergy Full com feixe de fótons de 6 MV, empregando a câmara de ionização PTW semi-flex, acoplada a um eletrômetro PTW (Unidos E) conforme a Figura 4, posicionada no centro do fantoma (placas 30 x 30 cm² com densidade equivalente à água totalizando 17 centímetros de altura), conforme já realizado na rotina da clínica para validação da entrega da dose planejada. A exposição indicada pela câmara de ionização medida em um único ponto, foi convertida em dose e comparada àquela prevista pelo sistema de planejamento (dose prescrita).

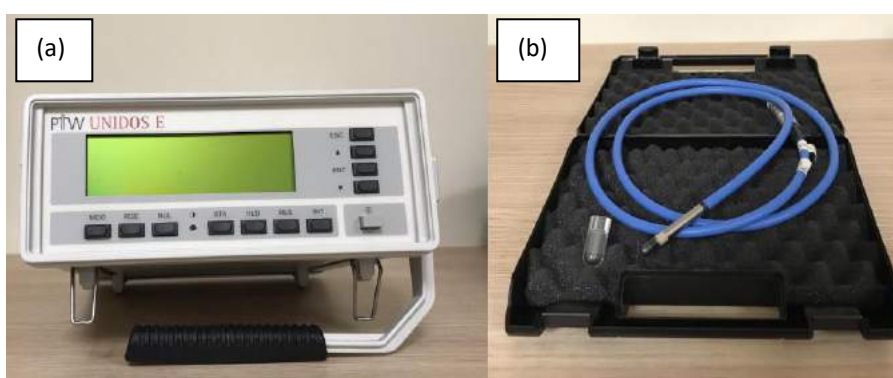


Figura 4: (a) Eletrômetro PTW (Unidos) e (b) Câmara de ionização PTW semi-flex (modelo TN31010).

As folhas detectoras OSL de CaF₂ foram produzidas a partir da fluorita nacional brasileira utilizando à técnica a frio desenvolvida na Universidade Tecnológica Federal do Paraná em Curitiba. A Figura 5 mostra as folhas detectoras OSL, em diferentes formatos, que foram cortadas em diferentes tamanhos para o controle de qualidade, e embaladas em papel cartão preto, quando necessário, para prevenir a exposição a luz [14].



Figura 5: Folhas detectoras OSL de CaF₂ produzidas na UTFPR-CT.

Para o controle de qualidade empregando as folhas detectoras OSL de CaF_2 , estas foram calibradas para energia de fótons de 6 MV. Primeiramente, tiras de folhas detectoras OSL, com aproximadamente 2 cm de comprimento, 0,5 cm de largura e menores que dois milímetros de espessura, embaladas aos pares em plástico preto radiotransparente, foram irradiadas no acelerador linear com fótons de 6 MV utilizando doses de 100 a 1000 cGy.

As leituras foram realizadas em um leitor OSL linear desenvolvido e em funcionamento no Instituto de Física da Universidade de São Paulo (IFUSP), mostrado na Figura 6. Este foi utilizado no modo pulsado empregando LED verdes para estimulação (aproximadamente 500 nm). Para leitura das folhas detectoras, estas foram cortadas em tiras de aproximadamente 0,5 cm de largura. Neste leitor, os valores de intensidade OSL são integrados no intervalo de tempo entre os pulsos de estimulação (1000 ms) conforme a fita OSL é deslocada na plataforma do leitor a cada 1 mm. Com isso foi avaliado o fator de calibração, utilizado para converter os valores de intensidade OSL (sinal luminoso) em dose (em cGy).



Figura 6: Leitor OSL linear do IFUSP e fita detectora OSL de CaF_2 identificada (seta preta).

Para a validação da dose planejada a ser entregue utilizando as folhas OSL de CaF_2 , 3 fitas detectoras OSL, com as mesmas dimensões das tiras utilizadas na calibração e embaladas separadamente em plástico preto radiotransparente, foram posicionadas na mesma localização da câmara de ionização no fantoma composto por placas de polimetilmetacrilato (Figura 7). Em seguida, para verificar as doses de 300, 600 e 2100 cGy planejadas, foram realizadas as irradiações do mesmo modo que foi feito para verificar as doses com a câmara de ionização PTW. Assim como na calibração, as fitas foram lidas no leitor OSL linear no modo pulsado.



Figura 7: Posicionamento folha OSL de CaF_2 (identificada por círculos vermelhos) para validação da dose planejada.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Tabela 1 apresenta os valores de dose de tratamento (prescrita), e o valor de dose máxima dado/encontrado no sistema de planejamento os valores medidos com a câmara de ionização (CI) e os valores de dose avaliados ao longo dos comprimentos das fitas OSL de CaF_2 .

Tabela 1: Doses fornecidas através do sistema de planejamento (dose de tratamento/dose máxima), medições com CI e doses avaliadas com as fitas detectoras OSL de CaF₂.

| Dose de tratamento/ dose máxima (cGy) | | |
|---|----------|-----------|
| 300/ 428 | 600/ 740 | 2100/2320 |
| Dose CI (cGy) | | |
| 304 | 633 | 2040 |
| Dose fita OSL de CaF₂ (cGy) | | |
| 287±23 | 691±54 | 2259±177 |
| 282±22 | 688±54 | 2341±184 |
| 282±22 | 749±59 | 2235±176 |
| 311±24 | 737±58 | 1962±154 |
| 292±23 | 796±62 | 2019±159 |
| 307±24 | 759±60 | 2314±182 |
| 302±24 | 791±62 | 2631±182 |
| 332±26 | 798±63 | 2674±210 |
| 359±28 | 762±60 | 2549±200 |
| 380±30 | 740±58 | 2522±198 |
| 358±28 | 750±59 | 2655±209 |
| 285±22 | 797±63 | 2613±205 |

Comparando os valores de dose avaliados para cada um dos três planejamentos ao longo do comprimento das fitas detectoras OSL com os valores de dose fornecidos pelo equipamento medido com a câmara de ionização (CI), observamos que estes são compatíveis e que, conforme já previsto no planejamento, doses maiores (valores máximos) do que as doses de tratamento foram observadas ao longo do comprimento das tiras. Os valores máximos de dose dados nos planejamentos foram de 428, 740 e 2320 cGy e as doses máximas avaliadas no controle de qualidade com as folhas OSL de CaF₂ foram de (380±30), (798±63) e (2674±210) cGy. Vale ressaltar que para as duas doses mais baixas, os valores do planejamento e avaliados com as folhas estão dentro das incertezas e, para

dose mais alta de tratamento, este está ligeiramente mais alto, porém não foram consideradas as incertezas associadas do planejamento.

Vale também destacar que embora as incertezas associadas aos valores estimados com as folhas OSL de CaF_2 sejam de aproximadamente 8%, estas são intrínsecas ao sistema dosimétrico na avaliação das contagens de fundo do detector e de escuro do leitor OSL empregado.

Observando os valores medidos com câmara de ionização, vemos que estes podem diferir do valor da dose de tratamento, isso porque no planejamento se tem uma distribuição de dose. Então, embora a câmara possa ser posicionada no ponto quente, onde se tem uma maior perspectiva de se medir o valor máximo, como se tem a dose em um volume relativamente grande, as doses medidas com a câmara estão entre o valor de tratamento e o valor máximo. Já com as folhas OSL no controle de qualidade, é possível observar o gradiente de dose na região de tratamento e com uma boa resolução espacial mesmo aplicando campos pequenos, como no caso da radiocirurgia utilizando AVM.

4. CONCLUSÕES

Neste trabalho foram feitos controles de qualidade para tratamentos de radiocirurgia utilizando a tecnologia AVM, na qual são empregados campos pequenos de irradiação, utilizando câmara de ionização, atualmente “padrão ouro” nesta modalidade e folhas detectoras OSL de CaF_2 . Os resultados mostram que tanto para doses baixas como para doses mais elevadas, é possível avaliar a distribuição de dose ao longo do volume pequeno irradiado sendo compatível com as distribuições de doses dadas no planejamento a partir da dose de tratamento. As folhas detectoras OSL de CaF_2 apresentaram boa resolução espacial e resultados compatíveis com os valores medidos com a câmara de ionização, validando sua aplicação para campos pequenos e regiões com altos gradientes de dose.

Deste modo, concluímos neste estudo, que as folhas detectoras OSL de CaF_2 podem ser aplicadas no controle de qualidade do planejamento individualizado dos pacientes submetidos a radiocirurgia com tecnologia AVM, com a vantagem de permitir a visualização da distribuição de dose, perfil e não apresentar limitações de eletrônica associada como é o caso das câmaras de ionização.

5. REFERÊNCIAS

- [1] WHO – World Health Organization. **Radiotherapy Risk Profile. Technical Manual**, Geneva 2008.
- [2] MINTZ, AH et al. **A randomized trial to assess the efficacy of surgery in addition to radiotherapy in patients with a single cerebral metastasis. Cancer**, v. 78, p. 1470-1476, 1996.
- [3] STUDENSKI, M.T. et al. **Clinical experience transitioning from IMRT to VMAT for head and neck cancer. Medical Dosimetry 38**, p. 171-175, EUA, 2013.
- [4] ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. **Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. ICRU Report 50**, Bethesda: ICRU, 1993.
- [5] PODGORSK, E. B. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students**. International Atomic Energy Agency. IAEA. Áustria, 2005.
- [6] CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear. **Requisitos de segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radioterapia. CNEN NN 6.10 (atualizada)**, Rio de Janeiro, 2017.
- [7] IAEA – 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. Technical Report Series, IAEA TRS-398**, Vienna, 2000.
- [8] INCA – Instituto Nacional do Cancer José de Alencar Gomes da Silva. Ministério da Saúde. **TEC DOC 1151 (tradução) aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia, IAEA TEC DOC 1151**, Rio de Janeiro, 2000.
- [9] AGAZARYAN, N.; SOLBERG, TD.; DEMARCO, JJ. **Patient specific quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy. J Appl Clin Med Phys**, p 40-50, 2003.
- [10] ESTRO - European Society for Therapeutic Radiology and Oncology. **Guidelines for the verification of IMRT**. Brussels, 2008.

- [11] NIROOMAND et al. Radiochromic film dosimetry. **Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55**, Medical Physics, vol. 25, No. 11, 1998.
- [12] JAHN, A.; SOMMER, M.; HENNIGER, J. **2D – OSL – Dosimetry with beryllium oxide**. Germany, 2010.
- [13] YUKIHARA, E. G. et al. **An optically stimulated luminescence system to measure dose profiles in x-ray computed tomography**, EUA, 2009.
- [14] MALTHEZ, A. L. M. C., et al. **Low-cost flexible OSL detector leaf for 2D radiation measurements**. ISPR14, Cordoba, 2018.
- [15] EZZEL G. A., BURMEISTER J. W., DOGAN N., et al. **IMRT Commissioning: Multiple Institution Planning and Dosimetry Comparisons**, a Report from AAPM Task Group 119. Medical Physics, 2009.



ENVIRAD – An integrated database of environmental radiological monitoring information

Gonzalez^a S.A., Silva^a T.A., Conti^a C.C., Osvath^b I., Ramadan^b H., Bartocci^b J.

^a *Institute for Radioprotection and Dosimetry (IRD/CNEN), 22780-160, Rio de Janeiro, RJ, Brazil*

^b *Marine Environment Laboratory (MEL/IAEA), 98012, MC, Monaco*

gonzalez@ird.gov.br

ABSTRACT

With the increasing use of databases for environmental radiological monitoring of soils, food, water and sediments, among others, there is a demand for integrating the availability of this type of information, aiming at a data management tool for greater searchability for the most varied purposes. ENVIRAD is a new database proposing to integrate a set of previous databases, providing researchers with a tool for a more robust analysis of environmental studies. ENVIRAD, as developed so far, works with the integration of the following databases: MARIS, GLOMARD, GEORAD and SIGLARA databases, enabling queries and demonstrating great potential in the use of data integration for environmental samples.

***Keywords:* database integration, radiological monitoring, environmental database**

1. INTRODUCTION

The objective of environmental radiation protection is to reduce the risk of exposure to ionizing radiation of animals and human beings, as well as helping to protect the environment from radioactive contamination. It consists of a set of measures taken to restrict the exposure of professionals and the public to radiation in the environment resulting from the release of effluents by authorized practices, accidental contamination or deposition of radioactive material. Actions include the monitoring and control of releases; the radiation fields present in the environment and the levels of radioactivity accumulated in the various environmental compartments. This is done through regular monitoring of the source of the effluents and the environment and the environmental radiological evaluation, using recommendations of the organizations competent in radiation protection and especially the requirements established by the country's regulatory authority [1].

The main organizations that establish guidelines and recommendations for radiation protection are the International Committee on Radiological Protection (ICRP), an independent scientific and technical committee, and the International Atomic Energy Agency (IAEA). In Brazil, the National Nuclear Energy Commission (Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN), created on October 10, 1956, is a regulatory authority which is responsible for establishing standards and regulations in radioprotection, as well as licensing, overseeing and controlling nuclear activity in Brazil [1].

Nuclear or radiological emergencies result from radionuclides being released into the environment. In order to respond to this kind of emergency in real time, a large network of laboratories is dedicated to the analysis of environmental samples in order to determine the most diverse factors, such as: water potability, soil quality and air pollution. More specifically in the nuclear area, the analysis of samples of various types is aimed at determining the presence of nuclear and radioactive material and their concentrations, in order to determine if the quantities are within acceptable environmental limits so that there is no risk of contamination to plants, animals and human beings.

In the radiological environmental monitoring field, a database allows the knowledge of the radiation levels of the monitored site and can be used as a reference for environmental impact studies and, where appropriate, proceed with decontamination. In environmental analysis laboratories, sample results are recorded on different storage media, whether spreadsheets or databases. The data

are presented for the most varied matrices and in different units and codes. Given this variety, a comparative study among labs and samples may be difficult, slow and subject to failure.

The IAEA has two laboratories in the environmental field: Seibersdorf Laboratory, responsible for terrestrial samples, and the Marine Environment Laboratory (MEL), as the name suggests, for marine samples. These laboratories support the laboratories of Member States to improve the quality of analytical measurement and determination of radionuclides. They also include the development of guidelines and standards in the field of radiation protection for the environment and the development of radioecological methods to be used in radiological impact assessment. MARIS is a database of samples of radioactive contamination in the marine environments (open sea and coastal zones), specifically in seawater, particulate matter, biota and sediment. It was developed by the IAEA for the Marine Environment Laboratory. Before MARIS, the GLOMARD (Global Marine Radioactivity Database) was previously used for this purpose. The sources of all the data are published scientific papers, reports and databases created within institutes or scientific programs in the Member States and can be used with appropriate citation of sources and references [2].

CNEN, through the Institute for Radioprotection and Dosimetry - IRD, has two databases: GEORAD (database of environmental samples in the Brazilian environment) and SIGLARA (database of radionuclide levels in typical Latin American food) [3, 4].

Despite a significant number of radiological environmental monitoring databases, an integrated structure of these databases has not yet been established. Database integration is critical for spatially distributed information to be available in a clear and easy way to researchers and decision makers.

There are currently 25 databases worldwide in the area of environmental radiological monitoring, and no integration or interaction of these databases has been identified [5].

The goal of data integration is to provide unified access to multiple data sources. It gives users the illusion of interacting with a single source [6]. This integration of heterogeneous data sources benefits companies and researches. However, data integration is not an easy task. Finding the common schema, combining different fields, choosing the better approach and filtering elements becomes difficult due to heterogeneity [7] [8].

Data integration is the combination of two or more sources giving the users a unified view of these data [9]. It can be accomplished in two ways: physically and logically. The physical way, in a form of a global database, referred to as a data warehouse technique. The logical way is only virtual and not in the form of a global database [10].

With the increasing use of databases of environmental radiological monitoring in soils, food, oceans and others, there is a greater demand for the integration of these databases in order to prevent and to reduce the risk of contamination, and also, to provide scientist and researchers with a better understanding and a global view of the environment.

ENVIRAD presents a proposal of integration of several databases and, as a result, provides the researcher or the decision maker a better analysis of the monitored environment.

Two major strategies have been identified for designing integrated databases: a top-down and a bottom-up approach. The top-down approach is suitable for homogeneous distributed database management system (DBMS). The task involves integration into a single database. The bottom-up approach is appropriate in multidatabases systems [11].

The integration process used for ENVIRAD is the bottom-up methodology and prepared to integrate four databases: MARIS, GLOMARD, GEORAD and SIGLARA.

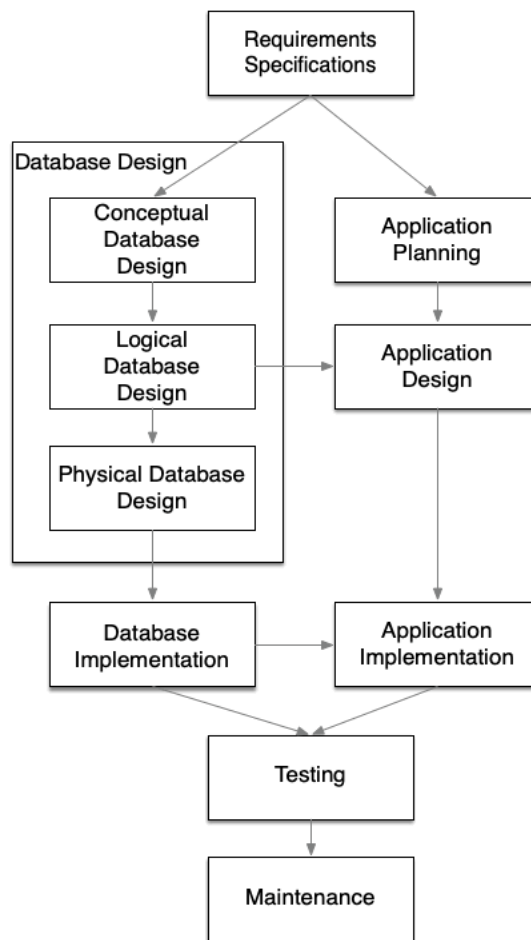
Table 1: Databases integrated on ENVIRAD

| | Databases Integrated on ENVIRAD | | | |
|----------------------|---|--------------------|------------------------------|------------------------------|
| | MARIS | GLOMARD | GEORAD | SIGLARA |
| Institute | MEL/IAEA | MEL/IAEA | IRD/CNEN | IRD/CNEN |
| Type of Samples | Marine Environment | Marine Environment | Brazilian Environment | Latin American food |
| Origin of Samples | (a) | (a) | Bibliographic Research | (b) |
| Structure Integrated | Yes | Yes | Yes | Yes |
| Data Uploaded | Yes | Yes | Waiting for owner's approval | Waiting for owner's approval |
| (a) | MEL - Marine Environment Laboratory ; ASPAMARD - Asia Pacific Marine Radioactivity Database; BSH - Bundesamt für Seeschifffahrt und Hydrographie; HAM - Historical Artificial Radionuclides in the Pacific Ocean and its Marginal Seas; HELCOM - Helsinki Commission; JAEA-JASPER - Japan Atomic Energy Agency (JAEA); RADNOR - Radioactive dose assessment improvements for the Nordic marine environment: Transport and environmental impact of technetium 99 (99Tc) in marine ecosystems; RWS - RWS Centre For Water Management. | | | |
| (b) | Environment Radiological Labs: Argentina, Brazil, Chile, Costa Rica, Cuba, Ecuador, Mexico, Paraguay, Peru, Uruguay and Venezuela. | | | |

2. MATERIALS AND METHODS

In order to properly design a database, as shown in Figure 1, it is necessary to have a full understanding of the requirements of the application and, also, to translate these requirements into a conceptual model [12].

Figure 1: Database design process [12]



Conceptual data modeling is how one drives into a logical database design [13]. Conceptual design is the process by which the application is determined and, therefore, creates entities and the relations between them. This type of diagram (entity-relationship) has been shown to be a good tool

during the requirements survey and the logical design step to establish communication between database designers and end users [11, 14].

Data abstraction is the suppression of details of data organization and storage, highlighting its essential elements. Its objective is the improvement of data understanding. There is yet another important definition, the database schema, which is the description of the database, different from the database itself. Database description is specified during database design [15].

There are two approaches for designing a distributed database: top-down and bottom-up. The top-down approach, as shown in Figure 2, is suitable for integrate, homogeneous, distributed databases, and also a good approach to design the database model from scratch. Bottom-up design, as shown in Figure 3, is the process to integrate heterogeneous databases, either physically or logically, into a cohesive multidatabases [14].

ENVIRAD architecture is based on a global schema and the database integration methodology used was the bottom-up approach. Four databases were involved in this project GLOMARD, MARIS, GEORAD, SIGLARA which were integrated into a single cohesive database.

The bottom-up methodology is based on creating a Global Conceptual Schema (GCS) and, then, mapping the Local Conceptual Schema (LCS) into the GCS. Data warehouses use this approach, but it is not restricted to them. Other data integration methodologies may follow the same strategy [14]. The steps of this methodology are described in the following subsections.

Figure 2: Top-down design process [14]

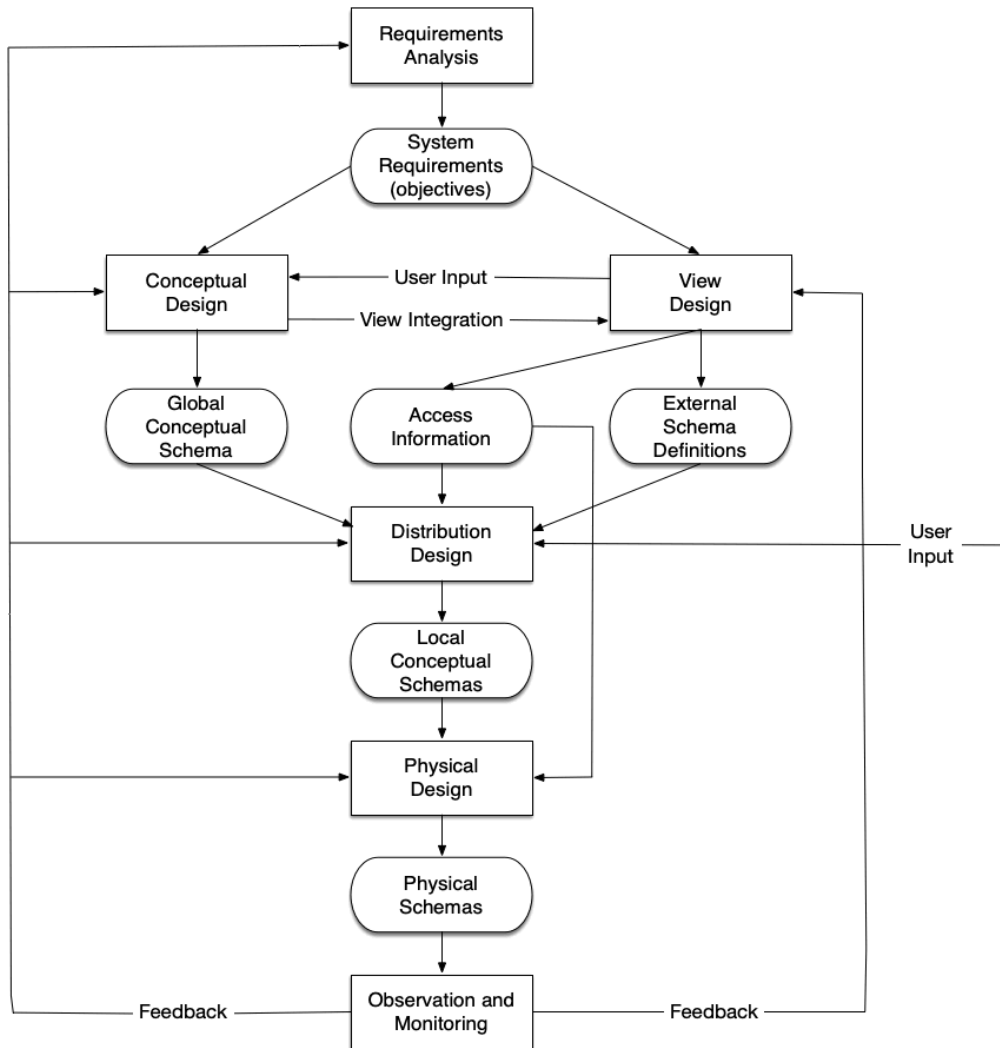
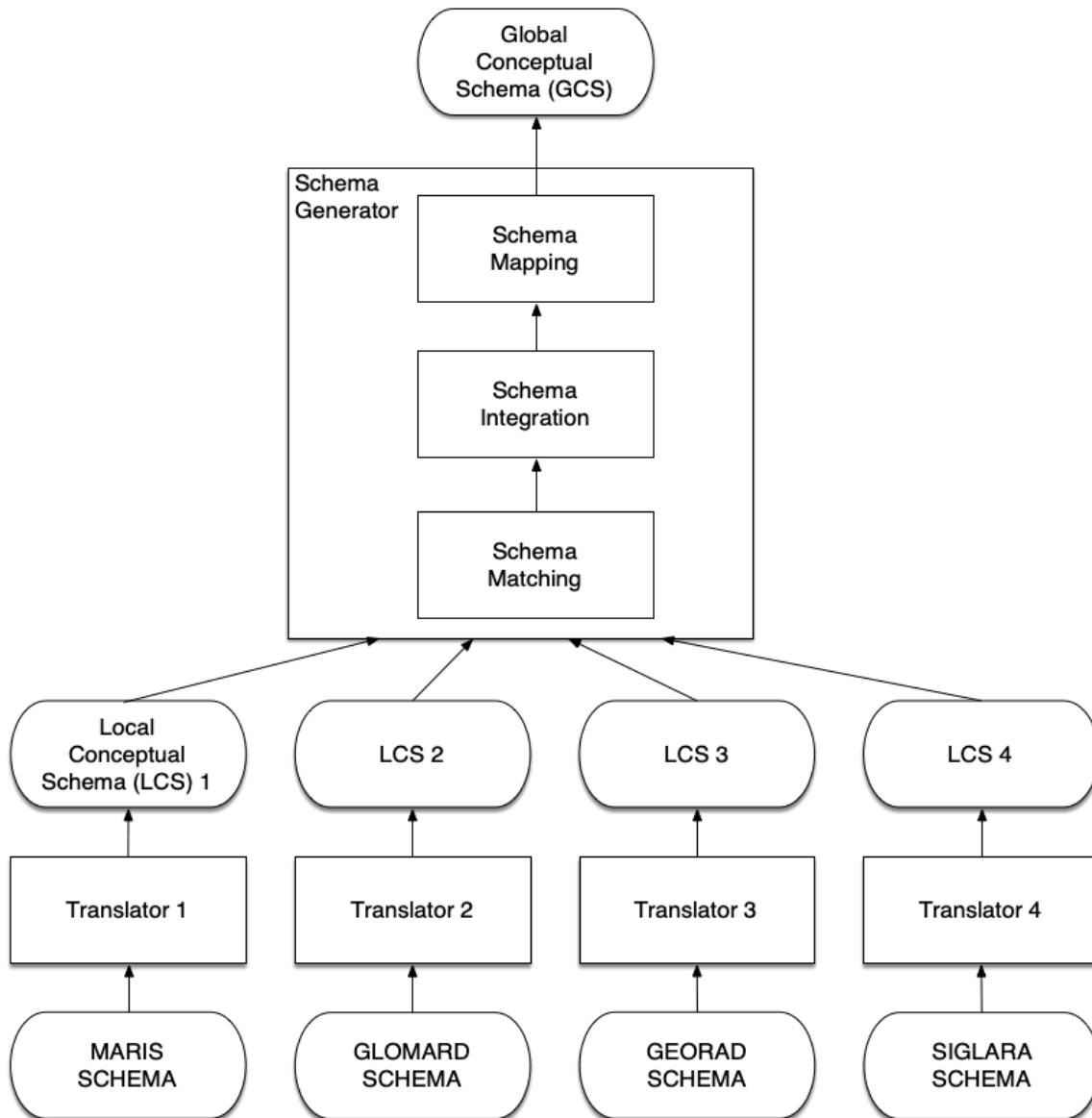


Figure 3: Database Integration Process – bottom-up [14]

2.1. Global conceptual schema – GCS

The conceptual model was developed in the MySQL Workbench™ software encompassing MARIS and GLOMARD databases from MEL. This choice was made to guide a data structure for environmental monitoring of projects of the IAEA's Member States. GEORAD and SIGLARA, from IRD, were the databases used for final validation of the structure created.

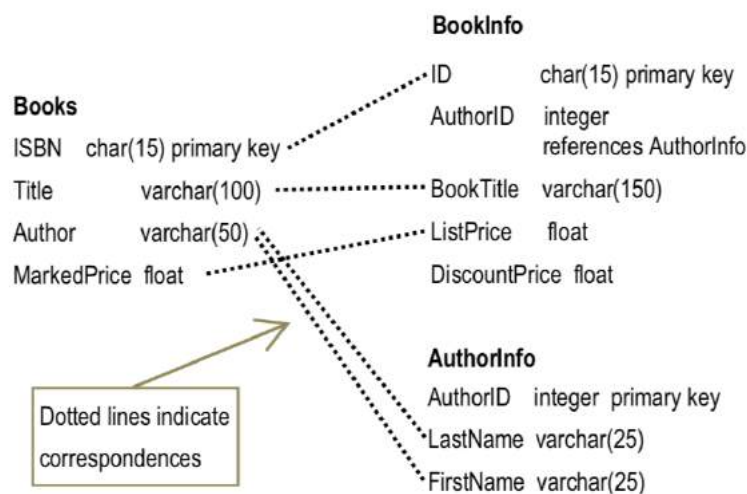
The bottom-up approach was used in this stage of the project. The software MySQL Workbench™ was used for the reengineering of the GEORAD and SIGLARA databases. Since these were MySQL™ databases, the tables, relationships and fields were obtained with this software.

For the MARIS and GLOMARD schemas, since they were developed using Microsoft SQL Server™, obtaining the tables, relationship and fields was much simpler because this DBMS has a feature that shows all the details regarding tables and relationships.

2.2. Schema matching

Once the GCS is defined, the correspondence between each local databases and the GCS (target) must be defined [14]. Schema Matching, as shown in Figure 4, is the process of generating correspondences between fields of these schemas [16]. Four group of schema matching were done in this project.

Figure 4: Example of Schema Matching [16]

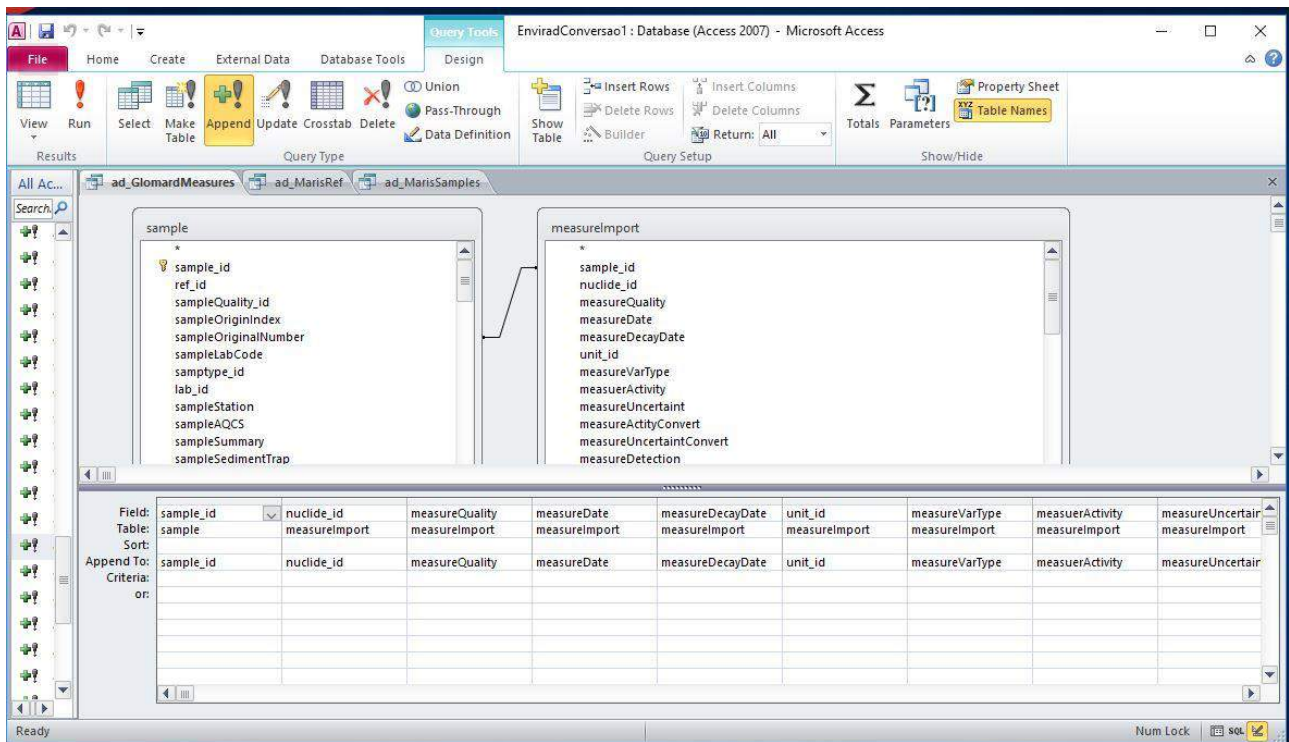


Each target database was associated with an Open Database Connectivity (ODBC). There was three MySQL ODBC™ (ENVIRAD, GEORAD, SIGLARA), and two Microsoft SQL Server ODBC (MARIS, GLOMARD).

For each source database the schema matching Microsoft Access™ (MsAccess) was used, connecting one specific ODBC from the source database with target ENVIRAD ODBC. Each table,

and their fields from the source would correspond to ENVIRAD table and fields, as shown in Figure 5. MsAccess™ is a simple to handle data integration conflict.

Figure 5: Microsoft Access™ (MsAccess) - Correspondence between fields



2.3. Schema integration

According to the bottom-up methodology, this part of the Schema Generator is not necessary once the GCS has been already defined [14]. In this project, the GCS was built after analyzing four databases, performing a reengineering, merging all source databases and interviewing the end users that deal with radiological sampling.

2.4. Schema mapping

MARIS and GLOMARD databases were developed in Microsoft SQL Server™ and the migration and conversion of the data to the new structure was done using Microsoft Access™ software and a MySQL Connector™ / ODBC source to, through Microsoft Access™, create update queries with the

role of reading the tables from the Microsoft SQL Server database, convert and include them in the MySQL™ database.

The application was created using Scriptcase™ software, PHP code generator development tool (open source language). This software also generates Web pages written in PHP in several languages by simply translating the fields from the database tables. In the case of ENVIRAD the system is available in English, Portuguese and Spanish, other languages can be added afterwards.

The ENVIRAD allows the query from one or more databases to be incorporated into it, listing the concentrations of the samples and the values registered for the radionuclides.

ENVIRAD has been developed using open source software and it is available at envirad.ird.gov.br.

3. RESULTS

ENVIRAD was developed in Scriptcase™, a PHP code generator, and MySQL™ database. It is available in three languages: English, Portuguese and Spanish. Any other language can be added to the code, if necessary, through the Scriptcase™ tool, without changing the code itself, but only by generating a new version.

The system is available on the Internet for the IAEA Member States. In addition to that, laboratories from IAEA Member States may have their own databases included in ENVIRAD upon registration and making the database available. During the registration process, the "owner" of the data can update and consult their records. Afterwards, the data will be made public, allowing others to make queries, but not update it.

Figure 6 presents the ENVIRAD's conceptual model; Figure 7 presents the querying page and; Figure 8 presents the query results page.

Figure 6: ENVIRAD Conceptual Model

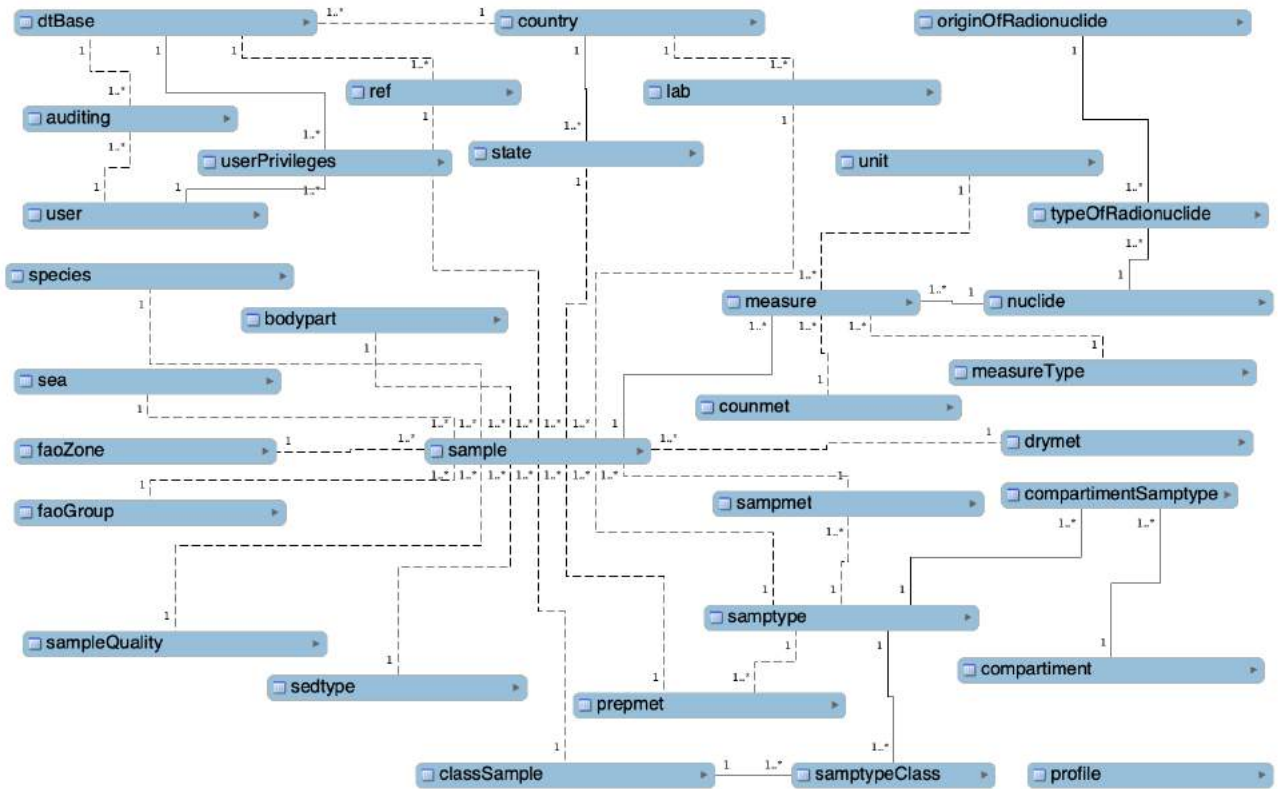


Figure 7: Querying page



Figure 8: Query Result showing the samples and the concentration

The screenshot displays the EnviRad web application interface. At the top, the logo 'EnviRad Environmental Radiological Database' is visible. Below the logo is a navigation menu with options: Tables, Samples, References, Change password, Access Control, and Exit. The main content area is titled 'Samples' and includes buttons for 'Add New', 'Save', and 'Delete'. There are several tabs: 'General Information', 'Laboratories', 'Sample Conditions', 'Coordinates', and 'User Input'. The 'General Information' tab is active, showing fields for 'Samples' (75421), 'Reference' (138), 'Sample Quality' (GOOD), and 'Original Index' (58300). Other fields include 'Laboratory Sample Code' (58300), 'Note', 'Country' (MONACO PRINCIPALITY), 'State' (Not Available), 'Class' (NOT APPLICABLE), 'Begin Mission', and 'End Mission'. Below this is a 'Concentration' section with an 'Add New' button and a table of results.

| Nuclide * | Quality | Measure Type | Date mm/dd/yyyy | Decay Date mm/dd/yyyy | Activity * | Uncertain | Unit * | Activity Converted | Uncertain | Conversion Unit | VarType | Detr |
|-----------------|---------|--------------|-----------------|-----------------------|------------|-----------|--------|--------------------|-----------|-----------------|---------|------|
| 137Cs - CAESIUM | Good | MEASURE | | | 14.400000 | 1.584000 | Bq/m3 | 14.400000 | 1.584000 | Bq/m3 | | = |

Below the table, there is a note: '* Required field(s)'. At the bottom left, there are 'Go to' and 'View' buttons with a dropdown menu set to '10'.

The Global Conceptual Schema was created after reviewing four radiological monitoring databases, making it possible to create a schema that could be used by others Member States.

Data integration is a challenging task, but the analysis of several databases and the creation of a model that caters to most radiological monitoring databases has been developed and will allow researchers easier access to radiological and integrated information.

The system is a useful tool for the researchers and decision makers. It is possible for any Member State to join this project and would greatly contribute to the system with their own data, improving the database and enabling a better view of the whole.

It has been observed, in some cases, a need for the integration of heterogeneous databases, in which all interested researchers can be part of the general structure with their databases, thus promoting the availability of a vast body of knowledge to all interested parties. For those who do not have the structure and/or the knowledge to develop a database, ENVIRAD will aim to provide a basic structure for all stakeholders. It has also been identified a need for database import functionality

through Microsoft Excel™ spreadsheets, visualization of georeferenced data through Google Earth™, and the importing of heterogeneous databases, where the user will map the fields of their databases with the fields of ENVIRAD database. Those subjects will be addressed at a later time.

The inclusion of the GEORAD and SIGLARA data is still pending, waiting for permission.

4. CONCLUSION

Database integration is not an easy task but it is a powerful tool. It gives the user a unified view of all the databases included in the system. It has proved to be an excellent tool for the decision makers and researchers in the radiological monitoring environment. Without the use of an application like ENVIRAD, it is very hard to search in all the databases available in the subject.

In this study, an integrated database system was build based on a methodology that has been proven to give solid results. A web application was created and it is available for all the IAEA Member States that want to join this project. Additional databases that join this project would give more power to the application.

This project is not finished. There are new functionalities that would give the users of Microsoft Excel™ the possibility of exporting their data and importing them in the ENVIRAD application.

REFERENCES

- [1] LAURIA, D.C., N.S.F. MARTINS, and R. ZENARO, **Monitoração Radiológica Ambiental**. 1 ed. Vol. 01. 2007, Rio de Janeiro - RJ: Instituto de Radioproteção e Dosimetria - IRD.
- [2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). **The marine information system**. 2016, May 2019-08-16; Available from: <https://maris.iaea.org/Home.aspx>.
- [3] SILVA, T., et al., **GEORAD: Sistema de Gestão de Dados de Radioatividade no Meio Ambiente**, in IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Saftety - IRPA2013. 2013, Sociedade Brasileira de Proteção Radiológica - SBPR: Rio de Janeiro - RJ - BRAZIL. p. 10.

- [4] M E NASCIMENTO, L., A. C M FERREIRA, and S. GONZALEZ, **Design and development of a geo-referenced database to radionuclides in food**, in 9th Brazilian Congress on Metrology (Metrologia 2017). 2018. p. 6.
- [5] NASCIMENTO, L.M.E.D., **Desenvolvimento de um Banco de Dados Georeferenciado de Radionuclídeos em Alimentos Típicos na América Latina - SIGLARA**, in Radioecologia. 2014, Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD). p. 111.
- [6] KROGSTIE, J., A. OPDAHL, and S. BRINKKEMPER, **Conceptual Modelling in Information Systems Engineering**. 2010: Springer. 360.
- [7] MATUSZKA, T. and A. KISS. **Geodint: Towards Semantic Web-Based Geographic Data Integration**. 2014. Cham: Springer International Publishing.
- [8] BRAZHNIK, O. and J.F. JONES, **Anatomy of data integration**. Journal of Biomedical Informatics, 2007. 40(3): p. 252-269.
- [9] LENZERINI, M., **Data Integration: A Theoretical Perspective**, in Proceedings of the ACM SIGACT-SIGMOD-SIGART Symposium on Principles of Database Systems, ACM, Editor. 2002: Madison, Wisconsin. p. 233-246.
- [10] RACHMAN, M.A.F. and G.A.P. SAPTAWATI, **Database integration based on combination schema matching approach (case study: Multi-database of district health information system)**, in 2017 2nd International conferences on Information Technology, Information Systems and Electrical Engineering (ICITISEE). 2017. p. 430-435.
- [11] ÖZSU, M.T. and P. VALDURIEZ, **Principles of distributed database systems**. 2 ed. 1999: Prentice-Hall, Inc. 657.
- [12] OSMAN, M., A. HEGAZI, and M.O. HEGAZI, **A Conceptual Foundation and Integration Database Designing Model**. Journal of Computer Science, 2014. 10: p. 376-381.

- [13] TEOREY, T.J., et al., **Database Modeling and Design: Logical Design**. 5 ed. 2011: Elsevier Science.
- [14] ÖZSU, M.T. and P. VALDURIEZ, **Principles of Distributed Database Systems**. 3 ed. 2011: Springer Publishing Company, Incorporated. 864.
- [15] ELMASRI, R. and S. NAVATHE, **Fundamentals of Database Systems**. 6 ed. 2010: Addison-Wesley Publishing Company. 1200.
- [16] BERNSTEIN, P., J. MADHAVAN, and E. RAHM, **Generic Schema Matching, Ten Years Later**. PVLDB, 2011. 4: p. 695-701.



Aplicativo para estimativas de leituras de detectores segundo um método numérico analítico para problemas adjuntos de difusão multigrupos de energia

Enomoto^a L.S., Curbelo^a J.P., Barros^a R.C., Alves Filho^a H.

^a Instituto Politécnico/Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ), Caixa Postal 97282,
28610-974 - Nova Friburgo - RJ
lissusanaenomoto@gmail.com

RESUMO

É descrito nesse trabalho uma metodologia computacional para obtenção de solução analítica das equações estacionárias da difusão de partículas neutras, e.g., nêutrons e fótons, nas formulações física e adjunta em problemas unidimensionais, considerando o modelo multigrupo de energia e em meios não multiplicativos. Foram adotadas condições de contorno especiais para cálculos de problemas tipo fonte-detector; i.e., estimativas de leituras de detectores de partículas neutras devido a uma conhecida distribuição de fontes interiores e/ou incidências pelo contorno. Neste contexto, é apresentado um método nodal analítico para problemas adjuntos de difusão de partículas neutras. Este método numérico analítico gera soluções que são completamente livres de erros de truncamento espacial, afora os erros de arredondamento da aritmética finita computacional. A técnica do problema adjunto é bastante eficiente em problemas tipo fonte-detector, considerando que é possível usar a mesma solução adjunta para qualquer distribuição e/ou intensidades de fontes interiores, desde que não se altere a localização do detector. Para implementação desta metodologia foi desenvolvido um aplicativo computacional na plataforma MATLAB[®] para Windows, que faz a simulação desses problemas tipo fonte-detector. O aplicativo nos fornece a estimativa de leituras de detectores de partículas neutras segundo a teoria da difusão multigrupo de energia. É considerado um problema-modelo para ilustrar a precisão e eficiência dos resultados numéricos gerados pelo aplicativo.

Palavras-chave: Problemas fonte-detector, Difusão de partículas neutras, Técnica adjunta.

ABSTRACT

A computational methodology for obtaining an analytical solution of the neutral particle time-independent diffusion equation, e.g., neutrons and photons, is described in the forward and adjoint formulations in one-dimensional problems, considering the multigroup energy model and non-multiplying media. Special boundary conditions were adopted for calculating source-detector problems; i.e., estimates of neutral particle detector readings due to a known distribution of interior sources and / or boundary sources. In this context, an analytical nodal method for adjoint problems of neutral particle diffusion is presented. This analytical numerical method generates solutions that are completely free of spatial truncation errors, apart from the rounding errors of computational finite arithmetic. The adjoint technique is quite efficient in source-detector problems, considering that it is possible to use the same adjoint solution for any distribution and / or intensity of interior sources, provided that the detector location is not changed. To implement this methodology, a computer code has been developed on the MATLAB® platform for Windows, which simulates these source-detector problems. The code gives an estimate of neutral particle detector readings according to the multigroup energy diffusion model. It is considered a model problem to illustrate the accuracy and efficiency of numerical results generated by the computer code.

Keywords: Source-detector problems, Neutron diffusion, Adjoint technique.

1. INTRODUÇÃO

Uma importante classe de problemas de difusão de partículas neutras são os problemas do tipo fonte-detector. Nestes problemas, deve-se estimar a leitura de um detector de partículas neutras, e.g., nêutrons ou fótons, devido a uma dada distribuição de fontes interiores e/ou incidência pela superfície de contorno. Nessa leitura, primeiramente essas partículas incidem em um material conversor, e produzem íons que resultam em sinais elétricos no detector [1].

A classe de problemas tipo fonte-detector possui importantes aplicações em proteção radiológica, no contexto do armazenamento e transporte de fontes radioativas; na medicina, considerando a terapia por captura neutrônica pelo boro; na indústria, no campo da neutrongrafia e na geofísica em perfilagem de poços de petróleo e gás natural.

Com tantas aplicações úteis para a sociedade, este trabalho descreve uma técnica para estimar a leitura de detectores em meios não multiplicativos. Para tanto, utiliza-se o modelo da teoria da difusão que é caracterizado pela equação estacionária unidimensional da difusão na formulação multigrupos de energia. Esta técnica utiliza a equação que é adjunta à equação da difusão [2] e é bastante eficiente já que a mesma solução adjunta pode ser utilizada para uma distribuição arbitrária de fontes interiores e/ou incidências pelos contornos, desde que a localização de um detector não seja alterada.

A solução da equação adjunta da difusão de partículas neutras é uma medida da importância que uma partícula neutra tem para a leitura de um determinado sistema contador e, assim, a partícula é considerada “importante” para a leitura total [3]. Para uma apropriada formulação, a função importância pode ser interpretada como proporcional à leitura de um determinado detector devida a uma fonte unitária de partículas neutras [4].

Assim, foi desenvolvido um aplicativo computacional que implementa esta técnica e oferece a opção de escolher dois métodos para se obter a solução da equação de difusão de partículas neutras, o método analítico de difusão (MAD), que gera soluções numéricas completamente livres de erros de truncamento espacial [5], e o clássico método de diferenças finitas (MDF) [5].

Na sequência é apresentada a descrição da modelagem matemática do problema estacionário de difusão de partículas neutras, na formulação multigrupos de energia em domínios unidimensionais e

dos métodos supracitados. Posteriormente, são mostrados o aplicativo computacional que foi desenvolvido na plataforma MATLAB® versão R2018a e resultados numéricos gerados pelo aplicativo computacional desenvolvido para um problema-modelo. Na seção 4 são apresentadas as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Considere a equação da difusão na formulação multigrupo de energia em geometria unidimensional, regime estacionário e em meios não-multiplicativos e suas condições de contorno à esquerda e à direita, respectivamente definidas num domínio unidimensional de comprimento X .

$$-\frac{d}{dx} \left[D_g(x) \frac{d}{dx} \phi_g(x) \right] + \sigma_{Tg}(x) \phi_g(x) = \sum_{g'=1}^G \sigma_{Sg' \rightarrow g}(x) \phi_{g'}(x) + Q_g(x), \quad (1.a)$$

$$J_g(0) = \alpha_0 I_{0,g} - \beta_0 \phi_g(0), \quad (1.b)$$

$$J_g(X) = -\alpha_X I_{X,g} + \beta_X \phi_g(X), \quad (1.c)$$

$$g = 1:G,$$

onde G é o número de grupos de energia utilizado no modelo; $\sigma_{Tg}(x)$ é a seção de choque macroscópica total do grupo g de energia; $D_g(x)$ é o coeficiente de difusão do grupo g de energia; $\phi_g(x)$ é o fluxo escalar de partículas neutras (partículas neutras/cm² s) do grupo g de energia; $\sigma_{Sg' \rightarrow g}(x)$ é a seção de choque macroscópica diferencial de espalhamento do grupo g' para o grupo g ; $Q_g(x)$ é uma fonte isotrópica que emite partículas neutras no grupo g de energia; $J_g(0)$ e $J_g(X)$ são as correntes totais de partículas neutras do grupo g de energia nos contornos esquerdo e direito, respectivamente; $I_{0,g}$ e $I_{X,g}$ são definidos como os fluxos isotrópicos de partículas neutras do grupo g de energia incidentes nos contornos esquerdo e direito, respectivamente; α_0 , β_0 , α_X e β_X são parâmetros que dependem do tipo de condição de contorno. O aplicativo computacional desenvolvido oferece cinco tipos de condições de contorno para ambas as extremidades do domínio que são: reflexiva, fluxo nulo, corrente parcial prescrita (JP1), fluxo direcional prescrita (FP1) e

fluxo angular prescrito tipo S_2 . As condições de contorno tipos JP1, FP1 e S_2 são denominadas condições de contorno híbridas tipo albedo para problemas de difusão de partículas neutras e são formas de aproximar a condição de contorno tipo incidência prescrita [6]. Os valores de $D_g(x)$ podem ser obtidos a partir da seguinte definição [2] :

$$D_g(x) = \frac{1}{3\sigma_{Tg}(x)}, g = 1:G. \quad (2)$$

Um dos objetivos deste trabalho foi o desenvolvimento de um método numérico analítico para estimar a leitura de detectores em problemas do tipo fonte-detector, segundo o modelo de difusão multigrupo. Para o desenvolvimento desta metodologia, primeiro são introduzidas as equações adjuntas de difusão, algumas definições e uma aplicação da resolução do problema adjunto. A partir desta análise é possível obter a leitura de detectores para problemas de fonte-fixa. A seguir é apresentada a equação adjunta à equação da difusão de partículas neutras multigrupo de energia. As soluções da equação adjunta da difusão possuem várias aplicações; dentre elas a aplicação em problemas do tipo fonte-detector, que é considerada neste trabalho. A equação adjunta, na formulação multigrupo, apresenta a forma

$$-\frac{d}{dx}D_g(x)\frac{d}{dx}\phi_g^\dagger(x) + \sigma_{Tg}(x)\phi_g^\dagger(x) = \sum_{g'=1}^G \sigma_{Sg \rightarrow g'}(x)\phi_{g'}^\dagger(x) + Q_g^\dagger(x), g = 1:G, \quad (3)$$

onde $\phi_g^\dagger(x)$ é a medida da importância de uma partícula neutra no grupo de energia g e na posição x , que contribuem para a resposta no detector, definida como fluxo escalar adjunto, que é a solução do problema adjunto de difusão [2] e $\sigma_{Sg \rightarrow g'}(x)$ é a seção de choque macroscópica de espalhamento diferencial do grupo de energia g para o grupo de energia g' . Este termo indica que a transferência de importância ocorre do grupo de energia g para o grupo de energia g' , contrário ao que aparece no termo de fonte por espalhamento da equação da difusão para o problema físico (1.a), onde a população de partículas que migram no grupo de energia g' contribui por espalhamento com os núcleos-alvo constituintes do meio para a população de partículas que migram no grupo de energia g [7]. A fonte adjunta $Q_g^\dagger(x)$ é perfeitamente arbitrária, i. e., não significa que é o termo

adjunto a $Q_g(x)$ e não possui o significado de fonte emissora de partículas. Um valor adequado para $Q_g^\dagger(x)$ é atribuído de acordo com a função objetivo do problema. Neste trabalho, a função objetivo tratada é a resposta de um detector em problemas do tipo fonte-detector. Assim, $Q_g^\dagger(x)$ é definida como numericamente igual à seção de choque macroscópica de absorção do material que constitui o detector.

As semelhanças entre as Eqs. (1.a) e (3) resultam que o mesmo algoritmo utilizado para resolver o problema físico de difusão também pode ser aplicado para o problema adjunto de difusão, com pequenas alterações. Portanto, foi adotada uma técnica, conhecida como adjunto-físico, para resolver o problema adjunto; isto é, o mesmo código computacional empregado para resolver o problema físico de difusão foi utilizado para resolver o problema adjunto de difusão. Esta técnica consiste em executar o código computacional do problema físico utilizando a fonte adjunta Q_g^\dagger como fonte física, condições de contorno de tipo vácuo ou reflexiva e a matriz transposta da matriz de espalhamento. Ratifica-se neste ponto que as condições de contorno reflexivas são usadas nos problemas adjuntos sempre que são usadas nos problemas físicos associados.

A leitura de um detector que será identificada como a taxa de absorção do grupo g de energia em uma dada região R do domínio espacial, constituída por um material de seção de choque macroscópica de absorção igual a $\sigma_{Ag}(x)$, via problema físico, é definida como

$$T_{abs,g} = \int_0^X \sigma_{Ag}(x) \phi_g(x) \delta_{x,R} dx = \langle \sigma_{Ag}(x) \delta_{x,R}, \phi_g(x) \rangle, \quad (4)$$

onde define-se $\delta_{x,R} = \begin{cases} 1, & x \in R \\ 0, & x \notin R \end{cases}$.

Para estimar a leitura do detector via problema adjunto, emprega-se a equação:

$$T_{abs,g} = \langle \phi^\dagger, Q \rangle + \sum_{g'=1}^G [\alpha_0 I_{0,g'} \phi_{g'}^\dagger(0) + \alpha_X I_{X,g'} \phi_{g'}^\dagger(X)]. \quad (5)$$

O primeiro termo à direita na Eq. (5) é obtido a partir da condição de reciprocidade de fontes e o segundo é o concomitante bilinear [3]. Na próxima seção será descrito um método numérico analítico que gera soluções numéricas para problemas de difusão que são completamente livres de erros de truncamento espacial.

2.1. Método analítico de difusão na formulação multigrupo para os problemas físico e adjunto

Considere agora um domínio unidimensional heterogêneo de comprimento total X , com N_R regiões que podem ser constituídas de mesmos materiais ou de materiais distintos, como ilustrado na Figura 1. Como os parâmetros materiais D_g , σ_{Tg} , e $\sigma_{S g' \rightarrow g}$, assim como a fonte externa Q_g e a fonte adjunta Q_g^\dagger , são constantes por grupo de energia no interior de cada região constituinte do domínio, as Eqs. (1.a) e (3) aparecem, respectivamente, como

$$-D_g \frac{d^2}{dx^2} \phi_g(x) + \sigma_{Tg} \phi_g(x) = \sum_{g'=1}^G \sigma_{S g' \rightarrow g} \phi_{g'}(x) + Q_g, g = 1:G \quad (6)$$

e

$$-D_g \frac{d^2}{dx^2} \phi_g^\dagger(x) + \sigma_{Tg} \phi_g^\dagger(x) = \sum_{g'=1}^G \sigma_{S g \rightarrow g'} \phi_{g'}^\dagger(x) + Q_g^\dagger, g = 1:G \quad (7)$$

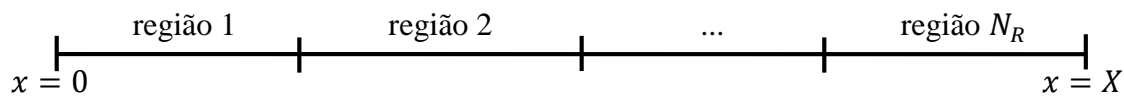


Figura 1 – Domínio unidimensional.

As Eqs. (6) e (7) representam sistemas de G equações diferenciais ordinárias de segunda ordem, onde as incógnitas são, respectivamente, os G fluxos escalares $\phi_g(x)$ e os G fluxos escalares adjuntos $\phi_g^\dagger(x)$. A solução geral local para cada um destes fluxos escalares no interior de cada

região do domínio é composta pela soma de uma componente homogênea com uma componente particular.

Neste trabalho foram consideradas apenas fontes externas isotrópicas e uniformes no interior de cada região; portanto, a solução particular é constante para cada grupo g de energia no interior de uma dada região. Por esta razão, quando esta componente é substituída nas Eqs. (6) e (7) as equações obtidas aparecem como

$$\sum_{g'=1}^G (\sigma_{Tg} \delta_{g',g} - \sigma_{Sg' \rightarrow g}) \phi_{g'}^p = Q_g, g = 1:G \quad (8)$$

e

$$\sum_{g'=1}^G (\sigma_{Tg} \delta_{g',g} - \sigma_{Sg \rightarrow g'}) \phi_{g'}^{\dagger p} = Q_g^{\dagger}, g = 1:G, \quad (9)$$

onde ϕ_g^p e $\phi_g^{\dagger p}$ são soluções particulares para os problemas físico e adjunto, respectivamente, e $\delta_{g',g} = \begin{cases} 1, & \text{se } g' = g, \\ 0, & \text{se } g' \neq g. \end{cases}$

As Eqs. (8) e (9) representam sistemas lineares de equações algébricas, onde $\phi_{g'}^p$ e $\phi_{g'}^{\dagger p}$ são as componentes dos vetores das G soluções particulares que precisam ser determinadas. Estes sistemas são resolvidos para cada uma das N_R regiões do domínio, gerando G soluções particulares para cada região r , $r = 1: N_R$.

Para obter a componente homogênea por zona material, para os problemas físico e adjunto, foi realizada uma análise espectral admitindo as soluções elementares $\phi_g^h(x)$ e $\phi_g^{\dagger h}(x)$ dadas por

$$\phi_g^h(x) = a_g(v) e^{-\frac{x}{v}}, g = 1:G, \quad (10)$$

e

$$\phi_g^{\dagger h}(x) = a_g^{\dagger}(\nu) e^{-\frac{x}{\nu}}, g = 1: G. \quad (11)$$

Substituindo a Eq. (10) na parte homogênea da Eq. (6) e substituindo a Eq. (11) na parte homogênea da Eq. (7), após alguma manipulação algébrica, obtêm-se as seguintes equações

$$\sum_{g'=1}^G \left(\frac{\sigma_{T_g} \delta_{g',g}}{D_g} - \frac{\sigma_{S_{g' \rightarrow g}}}{D_g} \right) a_{g'}(\nu) = \frac{1}{\nu^2} a_g(\nu), g = 1: G \quad (12)$$

e

$$\sum_{g'=1}^G \left(\frac{\sigma_{T_g} \delta_{g',g}}{D_g} - \frac{\sigma_{S_{g \rightarrow g'}}}{D_g} \right) a_{g'}^{\dagger}(\nu) = \frac{1}{\nu^2} a_g^{\dagger}(\nu), g = 1: G \quad (13)$$

As Eqs. (12) e (13) admitem, cada uma, G autovalores positivos associados a G autovetores de dimensão G . Para obter o parâmetro ν é extraída a raiz quadrada do inverso de cada autovalor gerado. Portanto, os $2G$ parâmetros ν aparecerão aos pares \pm , i.e., serão simétricos em relação à origem. Logo, as componentes homogêneas das soluções gerais locais dos problemas físico e adjunto são determinadas a partir de uma combinação linear utilizando as componentes dos $2G$ vetores e os $2G$ valores correspondentes de ν da seguinte forma:

$$\phi_g^h(x) = \sum_{\ell=1}^{2G} C_{\ell,r} a_g(\nu_{\ell}) e^{-\frac{x}{\nu_{\ell}}}, g = 1: G, x \in [0, h_r] \quad (14)$$

e

$$\phi_g^{\dagger h}(x) = \sum_{\ell=1}^{2G} C_{\ell,r}^{\dagger} a_g^{\dagger}(\nu_{\ell}) e^{-\frac{x}{\nu_{\ell}}}, g = 1: G, x \in [0, h_r], \quad (15)$$

onde os parâmetros $a_g(v_\ell)$, v_ℓ e $a_g^\dagger(v_\ell)$ dependem da zona material que compõe a região r , e h_r representa a espessura da região r .

Para determinar as $2G$ constantes $C_{\ell,r}$ e $C_{\ell,r}^\dagger$ por região é necessário utilizar as condições de contorno, dadas pelas Eqs. (1.b) e (1.c), e de interfaces, que possibilitem a construção de sistemas com $2GN_R$ equações algébricas em $2GN_R$ incógnitas.

A partir do que foi descrito nesta subseção, conclui-se que a solução geral para o fluxo escalar $\phi_g(x)$ e para o fluxo escalar adjunto $\phi_g^\dagger(x)$ no interior de uma região r , $r = 1:N_R$, são dadas por [5].

$$\phi_g(x) = \sum_{\ell=1}^{2G} C_{\ell,r} a_g(v_\ell) e^{-\frac{x}{v_\ell}} + \phi_{g,r}^p, g = 1:G, x \in [0, h_r] \quad (16)$$

e

$$\phi_g^\dagger(x) = \sum_{\ell=1}^{2G} C_{\ell,r}^\dagger a_g^\dagger(v_\ell) e^{-\frac{x}{v_\ell}} + \phi_{g,r}^{\dagger p}, g = 1:G, x \in [0, h_r], \quad (17)$$

onde os parâmetros $a_g(v_\ell)$, v_ℓ e $a_g^\dagger(v_\ell)$ são obtidos resolvendo os problemas de autovalor dados pelas Eqs. (12) e (13). O parâmetro v é obtido extraindo a raiz quadrada do inverso de cada autovalor gerado. Os parâmetros $a_g(v_\ell)$ e $a_g^\dagger(v_\ell)$ são as componentes dos autovetores.

Para determinar as $2G$ constantes $C_{\ell,r}$ e $C_{\ell,r}^\dagger$ por região, resolve-se os sistemas com $2GN_R$ equações algébricas em $2GN_R$ incógnitas. Destacando que a vantagem deste método é a geração de soluções numéricas que são completamente livres de erros de truncamento espacial [5].

3. APLICATIVO COMPUTACIONAL E RESULTADOS NUMÉRICOS

Nesta seção é apresentado o aplicativo computacional desenvolvido na plataforma MATLAB® versão R2018a e os resultados numéricos para um problema-modelo típico. A janela principal da interface gráfica do aplicativo computacional é apresentada na Figura 2. Na seção *Método*, o

usuário seleciona um dos métodos disponíveis: analítico ou diferenças finitas. Na seção *Importar dados do problema*, o usuário insere o nome do arquivo texto (*.txt) e pressiona o botão *Importar dados* para carregar um arquivo contendo os principais dados do problema a ser simulado. Na seção *Cálculo do fluxo escalar*, o botão *Calcular fluxo escalar* deve ser acionado para exibir uma janela de entrada de dados para obter resultados referentes ao fluxo escalar de partículas neutras. Na seção *Estimativa da leitura de detector*, o usuário escolhe se a estimativa de leitura de detector será realizada via problema físico ou adjunto. Ao clicar no botão *Via problema físico*, é exibida uma janela de entrada de dados para obter a estimativa de leitura de detector via problema físico, como ilustrado na Figura 3. Analogamente, ao acionar o botão *Via problema adjunto*, é exibida uma janela de entrada de dados para obter a estimativa de leitura de detector via problema adjunto, como é exibido na Figura 4.

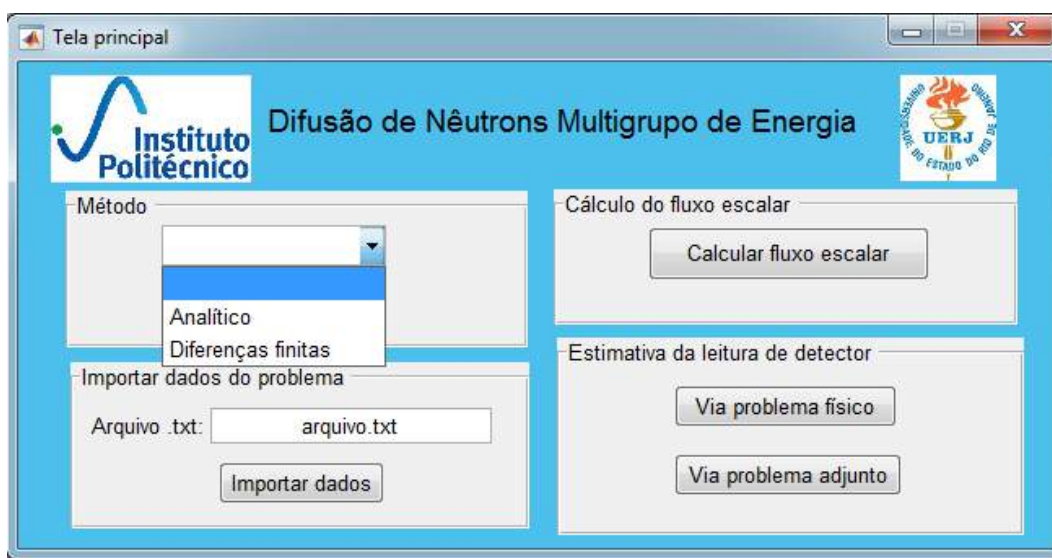


Figura 2 – Janela principal da interface gráfica do aplicativo computacional.

Observando a Figura 3, o usuário precisa inserir a localização do detector no domínio unidimensional na seção *Localização do detector* e selecionar o tipo de condição de contorno à esquerda e à direita, na seção *Condições de contorno por grupo*. Na seção *Estimativa da leitura do detector via problema físico*, ao primir o botão *Calcular leitura*, é construída, na própria seção, uma tabela com a estimativa de leitura para cada grupo de energia e é exibida a leitura considerando todos os grupos de energia, no campo *Leitura total* ($g=1:G$).

Localização do detector

Posição inicial: 16 cm Posição final: 18 cm

Condições de contorno por grupo

Esquerdo: Prescrita JP 1

| | 1 | 2 | 3 |
|------------------|---|---|---|
| I _{0,g} | 1 | 1 | 1 |

Direito: Reflexiva

| | 1 | 2 |
|------------------|---|---|
| I _{X,g} | | |

Estimativa da leitura do detector via problema fisico

 Leitura total (g=1:G): 0.0013941 #/cm² s

| | Total |
|-----|-----------------------|
| g=1 | 1.579210415578109e-05 |
| g=2 | 3.977355256592595e-05 |
| g=3 | 1.338530071709494e-03 |

Figura 3 – Janela de entrada e saída de dados referente à estimativa de leitura de detector via problema físico.

De form análoga, na Figura 4, é apresentada a janela de entrada de dados para se obterem estimativas de leituras de detectores via problema adjunto. O usuário deve inserir os mesmos tipos de dados utilizados para a obtenção de estimativas de leituras de detectores via problema físico, além das fontes físicas por região e grupo de energia. Na seção *Estimativa da leitura do detector via problema adjunto*, ao clicar no botão *Calcular leitura*, é construída na própria seção uma tabela com a estimativa de leitura para cada grupo de energia, com as respectivas contribuições devidas às fontes e às condições de contorno em separado. A leitura considerando a contribuição das fontes de todos os grupos de energia é exibida no campo *Leitura fontes (g=1:G)*. A leitura considerando a contribuição das incidências pelos contornos de todos os grupos de energia é exibida no campo *Leitura contornos (g=1:G)*. A leitura total de todos os grupos de energia é exibida no campo *Leitura total (g=1:G)*.

Leitura do detector via problema adjunto

Localização do detector
 Posição inicial: 16 cm Posição final: 18 cm

Condições de contorno
 Esquerdo: Prescrita JP 1

| | | | |
|-----------|---|---|---|
| | 1 | 2 | 3 |
| $I_{0,g}$ | 1 | 1 | 1 |

Direito: Reflexiva

| | | |
|-----------|---|---|
| | 1 | 2 |
| $I_{X,g}$ | | |

Fontes físicas por região e grupo (região = linha; grupo = coluna)

| | | | |
|---|---|---|---|
| | 1 | 2 | 3 |
| 1 | 1 | 1 | 1 |
| 2 | 0 | 0 | 0 |

Estimativa da leitura do detector via problema adjunto

Leitura fontes (g=1:G): 0.00136731 cm² s⁻¹

Leitura contornos (g=1:G): 2.67833e-05 cm² s⁻¹

Leitura total (g=1:G): 0.0013941 cm² s⁻¹

| | Fontes | Contornos | Total |
|-----|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| g=1 | 1.561596847721562e-05 | 1.761356785654592e-07 | 1.579210415578108e-05 |
| g=2 | 3.932306740029205e-05 | 4.504851656339741e-07 | 3.977355256592603e-05 |
| g=3 | 1.312373386926129e-03 | 2.615668478336567e-05 | 1.338530071709495e-03 |

Figura 4 – Janela de entrada e saída de dados referente à estimativa de leitura de detector via problema adjunto.

Neste ponto é apresentada a simulação de um problema-modelo para testar a validade da metodologia desenvolvida neste trabalho. O problema-modelo foi adaptado de [8] e considera-se um domínio com cinco regiões com propriedades materiais diferentes ($NZ = 5$) e 20 grupos de energia ($G = 20$). O domínio, de 20 cm de espessura, tem um fluxo isotrópico de partículas neutras incidentes apenas no grupo mais rápido ($g = 1$) no contorno esquerdo ($x = 0$), que possui valor unitário ($I_{0,1} = 1 \text{ cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$). No contorno direito foram utilizadas condições de contorno tipo vácuo ($I_{X,g} = 0 \text{ cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$) para os 20 grupos de energia. As seções de choque macroscópicas totais para cada grupo e zona material são definidas como

$$\sigma_{Tg}^z = \left(\frac{z + 20}{21}\right)^5 \left(\frac{g}{10} - 0,15\delta_{5,g} - 0,15\delta_{10,g}\right), g = 1:G, z = 1:NZ, \tag{18}$$

e as seções de choque macroscópicas de espalhamento são geradas pela equação

$$\sigma_{Sg' \rightarrow g}^z = \left(\frac{z + 20}{21}\right) \left[\frac{g'}{100(g - g' + 1)}\right], g = 1:G, g' = 1:g, z = 1:NZ. \tag{19}$$

Este problema simula a leitura de um determinado detector de partículas neutras P_g localizado na quarta região ($9 \leq x \leq 14$ cm), devido ao fluxo unitário isotrópico incidente no contorno esquerdo e a duas fontes interiores, $Q_g^2 = \delta_{1,g}$ e $Q_g^5 = 2\delta_{1,g}$. Estas fontes encontram-se localizadas na segunda ($2 \leq x \leq 5$ cm) e quinta ($14 \leq x \leq 20$ cm) regiões, respectivamente, como ilustrado na Figura 5. Foi utilizada a condição de contorno do tipo prescrita JP1, para ambas as extremidades do domínio. Neste caso, $\alpha_0 = \alpha_x = 1$ e $\beta_0 = \beta_x = 1/2$ [6]. Para resolver o problema adjunto, é considerada uma fonte adjunta numericamente igual à seção de choque macroscópica de absorção do detector, i.e., $Q_g^\dagger = \sigma_{Ag}$ ($g = 1:20$). As seções de choque macroscópicas de absorção são calculadas como $\sigma_{Ag} = \sigma_{Tg} - \sum_{g'=1}^G \sigma_{Sg' \rightarrow g}$, $\sigma_{Sg' \rightarrow g} = 0, \forall g' > g$ (sem *upscattering* no problema físico).

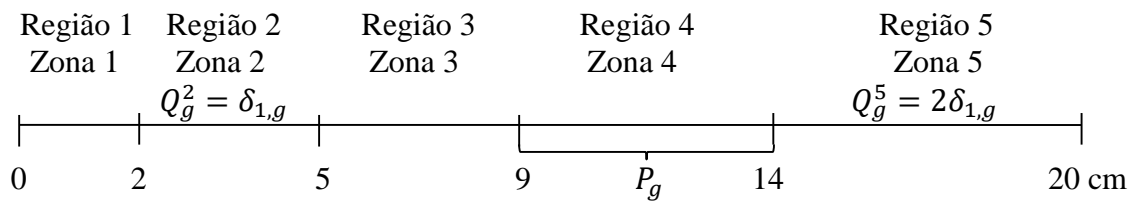


Figura 5 – Domínio unidimensional para o problema-modelo.

Os resultados para a leitura do detector, listados na Tabela 1, representam a taxa de absorção por unidade de área: Eq. (4), que é calculada usando ambos os métodos, analítico e diferenças finitas, via problemas físico e adjunto. A leitura é obtida considerando os dados de entrada descritos anteriormente. As terceira, quarta e quinta colunas listam os resultados para as densidades de taxas

de absorção para os grupos 1, 10 e 20, respectivamente. A sexta coluna lista a leitura considerando todos os grupos de energia.

Tabela 1: Leitura do detector para o problema-modelo ($\text{cm}^{-2} \text{s}^{-1}$).

| Método | Problema | $g = 1$ | $g = 10$ | $g = 20$ | Leitura total ($g = 1:20$) |
|-------------------|--------------------------------|--|--|--|---|
| MDF ^{a*} | Físico 38,4 s ^b | 1,05716 | $6,84445 \times 10^{-3}$ | $3,43844 \times 10^{-3}$ | 1,23615 |
| | Adjunto 31,6 s ^b | 1,05716 | $6,84445 \times 10^{-3}$ | $3,43844 \times 10^{-3}$ | 1,23615 |
| MAD [*] | Físico 10,2 s ^b | 1,05701 ($1,41 \times 10^{-2} \%$) ^c | $6,84429 \times 10^{-3}$ ($2,33 \times 10^{-3} \%$) | $3,43866 \times 10^{-3}$ ($6,39 \times 10^{-3} \%$) | 1,23599 ($1,29 \times 10^{-2} \%$) |
| | Adjunto 1,6 s ^b | 1,05701 ($1,41 \times 10^{-2} \%$) ^c | $6,84429 \times 10^{-3}$ ($2,33 \times 10^{-3} \%$) | $3,43866 \times 10^{-3}$ ($6,39 \times 10^{-3} \%$) | 1,23599 ($1,29 \times 10^{-2} \%$) |

a – Grade de discretização espacial constituída de 10 nodos de discretização por cm em cada região.

b – Tempo médio de dez execuções do método.

c – Desvio relativo percentual em relação aos valores gerados pelo MDF.

* - As equações discretizadas, constitutivas do MDF e do MAD, são resolvidas de forma direta.

Como pode ser observado na Tabela 1, o tempo de execução do MDF, comparado ao MAD, foi aproximadamente 4 vezes superior para o físico e 20 vezes superior para o adjunto. Os resultados gerados para cada método, via problemas físico e adjunto, foram iguais considerando o número de casas decimais exibido.

Uma das vantagens da utilização da técnica adjunta em problemas do tipo fonte-detector é a possibilidade de determinar separadamente a contribuição devido às fontes internas e às condições de contorno para a leitura do detector, executando o código computacional apenas uma vez. Já no problema físico o código computacional teria que ser executado duas vezes para obter tais resultados: uma vez para determinar a contribuição devido às fontes internas e outra vez para determinar a contribuição devido às incidências pelos contornos. A Tabela 2 lista os resultados obtidos para ambos os problemas: físico e adjunto.

Tabela 2: Leitura do detector separada por fonte para o problema-modelo ($\text{cm}^{-2} \text{s}^{-1}$).

| Método | Problema | Fontes | Contornos | Leitura total ($g = 1: 20$) |
|------------------|----------|---------|--------------------------|-------------------------------|
| MDF ^a | Físico | - | - | 1,23615 |
| | Adjunto | 1,20365 | $3,24954 \times 10^{-2}$ | 1,23615 |
| MAD | Físico | - | - | 1,23599 |
| | Adjunto | 1,20350 | $3,24922 \times 10^{-2}$ | 1,23599 |

a – Grade de discretização espacial constituída de 10 nodos de discretização por cm em cada região.

4. CONCLUSÕES

Este trabalho descreve um método numérico analítico de malha grossa (nodal) para estimar a leitura de detectores em problemas do tipo fonte-detector, segundo o modelo de difusão de partículas neutras na formulação multigrupo de energia. Foi desenvolvido um aplicativo computacional na plataforma MATLAB[®] que gera estimativas de leituras de detectores de partículas neutras segundo a teoria da difusão na formulação multigrupo de energia, e implementa tanto o proposto método analítico, quanto o clássico método de diferenças finitas, para os problemas físico e adjunto.

A partir dos resultados numéricos obtidos para o problema-modelo, observou-se que os resultados gerados, via problema físico, foram iguais aos gerados pelo problema adjunto nos limites do número de casas decimais apresentado. A utilização do método analítico na formulação do problema adjunto apresentou um ganho de tempo computacional considerável em comparação com o tempo consumido pelo convencional método de diferenças finitas. O aplicativo computacional desenvolvido neste trabalho gerou resultados bastante precisos quando comparados com o método numérico de diferenças finitas em cálculos de malha fina de discretização espacial, o que ilustra a aplicabilidade desta técnica e confirma a sua consistência. Concluindo, observa-se que é também possível estimar a leitura de detectores para cada grupo de energia. Neste caso, os problemas adjuntos são resolvidos G vezes: uma vez por grupo. Isto potencialmente reduz a eficiência do algoritmo; entretanto, é possível reutilizar esses resultados em cálculos posteriores de leituras de

detectores, desde que não se alterem suas localizações no sistema. De certa forma, a construção do aplicativo computacional agilizou a implementação, a obtenção e a análise dos problemas-modelo implementados. Baseados nos resultados, a metodologia apresenta potencial de escalabilidade em problemas de difusão com geometria cartesiana multidimensional.

AGRADECIMENTOS

À Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), pelo apoio financeiro, e ao Laboratório de Modelagem Multiescala e Transporte de Partículas (LABTRAN), por permitir o acesso à plataforma MATLAB®.

REFERÊNCIAS

- [1] KNOLL, G. F. **Radiation Detection and Measurement**, 4th ed. New York: John Wiley & Sons, 1976.
- [2] DUDERSTADT, J.J.; HAMILTON, L.J. **Nuclear Reactor Analysis**. New York: John Wiley & Sons, 1976.
- [3] PRINJA, A. K.; LARSEN, E. W. General principles of neutron transport. In: CACUCI, D. G. (Ed.). **Handbook of Nuclear Engineering**. New York: Springer Science+Business Media, 2010. cap. 5.
- [4] BELL, G. I.; GLASSTONE, S. **Nuclear Reactor Theory**. New York: Van Nostrand Reinhold, 1970.
- [5] ENOMOTO, L. S. **Desenvolvimento de aplicativo computacional para estimativas de leituras de detectores com a aplicação de um método numérico analítico para problemas adjuntos de difusão**. 62 f. Dissertação (Mestrado em Modelagem Computacional) - IPRJ, UERJ, 2019.
- [6] XAVIER, V. S. **Condições de Contorno Híbridas tipo Albedo para Problemas de Difusão de Partículas neutras**. 53 f. Monografia (Graduação em Engenharia Mecânica) – IPRJ, UERJ, 2011.

- [7] SJODEN, G. E. Deterministic adjoint transport applications for He-3 neutron detector design. **Annals of Nuclear Energy**, v. 29, p. 1055-1071, 2002.
- [8] CURBELO, J.P., SILVA, O.P., BARROS, R.C., 2018a. An adjoint technique applied to slab-geometry source-detector problems using the generalized spectral Green's function nodal method. **Journal of Computational and Theoretical Transport** 47, 278-299.



BJRS

BRAZILIAN JOURNAL
OF
RADIATION SCIENCES
08-02 (2020) 01-22



Planar and tomographic imaging dosimetry comparing to develop a new radiopharmaceutical for melanoma therapy

Soriano S. C.S.^a, Barboza, T.^b, Souza S.A.L.^b, Sá L.V.^a

^a *Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD)/Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), 22783-127
Rio de Janeiro, RJ*

sarahsoriano@bolsista.ird.gov.br

^b *Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF)/Universidade Federal do Rio de Janeiro, 21941-913
Rio de Janeiro, RJ*

ABSTRACT

This work aims to compare SPECT (Single Photon Emission Tomography Computed) and planar modalities as the most efficient methodology to perform dosimetry by molecular imaging. Twenty-one male C57BL6 mice induced with murine melanoma cell line B16-F10, administered ¹³¹I-Ixolaris were used for melanoma therapy. The procedures applied to them followed the standards described for the use of experimental animals, duly approved by the National Council for Animal Experimentation Control (CONCEA from Federal University of Rio de Janeiro). The accumulated activities were obtained in order to estimate the absorbed doses in each organ. Mass and metabolic differences between mice and humans were considered and used to extrapolate data acquired at different scales. From the dose factors provided by the IDAC 2.1 software, the absorbed doses in the target organs irradiated by the source organs were calculated and, finally, the effective dose was estimated. From the Student's t-hypothesis test performed in the accumulated activity, absorbed dose and S-factor quantities, there is no statistically significant difference between performing the image dosimetry from SPECT and planar acquired images.

Keywords: preclinical dosimetry, ^{99m}Tc- Ixolaris, SPECT, imaging dosimetry method.

1. INTRODUCTION

Technological innovation associated new radiopharmaceuticals developments contribute to recent diagnostic and therapeutic tools. To register a new drug, however, preclinical trial reports are required as well as three clinical trial phases [1]. Dosimetry is an integral and fundamental part of preclinical studies and can be performed semi-quantitatively, where relative measurements are compared with healthy regions; physiological quantification, such as perfusion or glucose metabolism; and absolute quantification, which was the main focus of this work, that is, the measurement of the true concentration of activity in a volume of interest [2].

Molecular imaging is based on the tracer principle, where a tiny amount of a radiopharmaceutical is introduced into the body to monitor the physiological function of the patient. Thus, it is possible to evaluate the physiological function of tissues, organs and systems [3]. Planar scintigraphy is used extensively in clinical practice because it offers the advantage of fast, large area acquisition at relatively low cost [4]. The limitation of this technique is the lack of information about the spatial distribution of radioactivity in the body. In addition, acquired images may exhibit limited contrast as structures overlaps. On the other hand, Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) and Positron Emission Tomography (PET) produces images that represent the three-dimensional distribution of radioactivity. This improves both image quality and the potential for quantifying the distribution of radioactivity *in vivo*. However, there are some factors to consider such as system sensitivity and resolution, dead time and attenuation, scatter and partial volume effects, voluntary and involuntary patient movement, kinetic differences, and radiopharmaceutical bladder filling [5].

Previous studies [6] demonstrated that C57BL6 mice induced with murine melanoma B16-F10 obtained good specificity with the radiopharmaceutical ^{99m}Tc -Ixolaris in their diagnosis, in addition to its safe use. Therefore, ^{131}I -Ixolaris shows promise in melanoma therapy. The development of a new therapeutic option could improve the survival of patients with metastatic melanoma, and in some cases even bring about a cure, avoiding more aggressive treatments such as external beam radiotherapy and chemotherapy. The aim of this paper is to compare preclinical dosimetry results by the two imaging methods, planar and SPECT.

2. MATERIALS AND METHODS

2.1. Animal model

The procedure applied followed the patterns described for the use of experimental animals approved by National Counsel of Animal Experimentation Control (CONCEA).

A group of $1E+06$ murine melanoma cell line B16-F10 was induced by intravenous administration (caudal vein) in twenty-one young male adults C57BL6 mice weighing between 25 and 30 g. For cellular implantation, mice were intraperitoneal anesthetized with 15 mg/kg of xylazine and 80 mg/kg of ketamine. As the animals are of the same lineage, same sex, same age and are cared for under the same conditions, we can say that they will have the same answer to biodistribution study.

2.2. Radiopharmaceutical

Ixolaris labeling with ^{131}I was performed by the direct method using iodogen [7]. Iodogen (1mg) was dissolved in dichloromethane (25 ml) and 50, 100 and 200 μg aliquots were used in conical glass tubes and evaporated through a continuous flow nitrogen evaporation chamber, forming a film at the bottom of the tube. The tubes containing the films can be stored for up to 6 months at $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ [8].

In one of these tubes, the labeling process used 10 μL phosphate buffer (0.05M, pH 7.4), 10 μL ixolar (1 μg) followed by 10 μL Na^{131}I with different activities 0.5 mCi, 5 mCi and 10 mCi, leaving for 10 minutes at room temperature. Soon after this solution was removed to a new clean tube, 250 μL of phosphate buffered saline (PBS) (0.01M) including pH 7.4 sodium chloride (1M) was used. Ten minutes later, 250 μL of PBS containing 1% potassium iodine was selected. Thus, the ^{131}I – Ixolaris radiopharmaceutical was ready for quality control [9].

2.3. Molecular image acquisition and quantification

To guarantee that the mice's thyroid was blocked, 0.14 mg of sodium iodide was mixed with the water supplied to the mice 48 hours before molecular imaging.

The mice were anesthetized with xylazine (15 mg/kg) and ketamine (80 mg/kg) intraperitoneally. After anaesthesia, they were identified, weighed and immobilized so that they would not move during the images acquisition (Figure 1).

Figure 1: Mouse positioned and immobilized for planar and SPECT images acquisition.



Subsequently, the radiopharmaceutical ^{131}I -Ixolaris was fractionated and administered intravenously, limited to a maximum volume of 0.2 ml [10]. CT imaging was used just to guide ROIs demarcation (Optima PET/CT560®, animals in the supine position, 0.62 mm cuts, 140 Kv and 320 mAs). The fusion of the CT imaging with SPECT and planar imaging was performed using the Osirix® software [11], based on the alignment of the animal's contour. The molecular images of the mice were performed by two methods, Planar and SPECT as described in the table 1.

Table 1: Details about image acquisition.

| | Planar image acquisition | SPECT image acquisition |
|----------------------------|------------------------------------|--|
| Time of image | 10 min | 15 min (Acquisition circular: 32 projections with 28 seconds each one) |
| Acquisition matrix | 512 x 512 | 128 x 128 |
| Zoom | 2 | 4 |
| Distance between detectors | 105 mm | 500 mm |
| Vertical distance of table | 764 mm | 803 mm |
| Collimator | HEGP (High Energy General Purpose) | HEGP |
| Energy windows set up | 364 ± 15% keV | 364 ± 15% keV |
| Reconstruction | - | Iterative reconstruction method OSEM / MLEM. Butterworth filter with 0.5 cut-off frequency was applied [12]. |

The necessity to consider attenuation correction was tested by a transmission acquisition and the results demonstrated that there is no influence of attenuation of the mouse body (Figure 2). As the animal consists almost entirely of soft tissue, an assumption of uniform attenuation can be made through a post-processing tool, known as the Chang algorithm [13]. The overlapping of the organs was not performed, as there was no overlapping of the uptake organs. Corrections for partial volume effects, scatter and collimator response were not applied in this study.

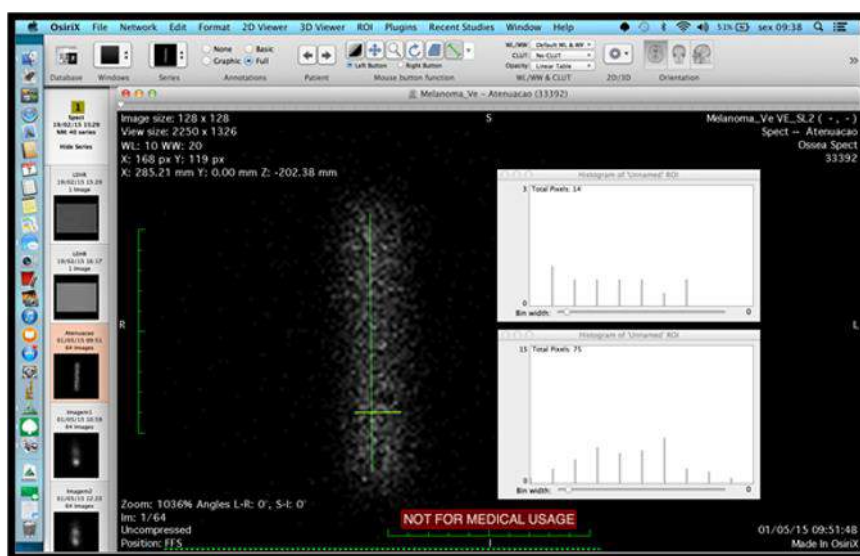


Figure 2: Transmission image of the mouse performed with a ^{131}I planar source.

To determine the calibration factor for ^{131}I , 37 MBq (1 mCi) of this radionuclide were introduced in a cylindrical phantom positioned above each detector and a planar image was acquired in order to accumulate 10,000 counts [14]. From this accumulated count, the time of image acquisition and the activity, the sensitivity of each detector was determined, expressed in count rate/MBq for planar and for SPECT imaging. For planar, the calibration factor for each corresponding detector was used, and for SPECT imaging the mean between the two detectors was applied.

The quantification was performed within regions of interest (ROI) positioned in specific organs for the time series described above.

The number of average counts and respective associated uncertainties within ROI selection was performed by using OsiriX® software for quantification. For the planar imaging the geometric method was used and for the SPECT imaging the sum each slice for each organ was performed. From the count observed, the retained activities in each organ or tissue were obtained in the time intervals using the calibration factor determined for ^{131}I radionuclide. The time-integrated activity (Equation 1) was later corrected for mass (Equation 2) and metabolic factors (Equation 3) to consider differences between species, animals and humans [15]. These corrections are necessary

because smaller animals have fastest metabolism, so we cannot consider that human dosimetric data could be the same as the dosimetric data obtained to the studied mice. Therefore, there is a need for extrapolation data through an allometric scale [16].

$$\tilde{A}_{corrected} = \tilde{A} \cdot f_{mas} \cdot f_{met} \quad (1)$$

$$f_{mas} = \frac{\frac{m_{oh}}{m_{ca}}}{\frac{m_{ch}}{m_{oa}}} \quad (2)$$

Where,

f_{mas} is the mass factor; m_{oh} the human organ mass; m_{ch} the human body mass; m_{oa} the animal organ mass; and m_{ca} the animal body mass.

Resulting in the equation 7 where f_{met} is the metabolic factor.

$$f_{met} = \left(\frac{m_{ch}}{m_{ca}}\right)^{1/4} \quad (3)$$

For the calculation of mass and metabolic factor, the mice were weighed before and after the molecular images were performed, the animals were then sacrificed, and their organs were dissected and weighed.

Absorbed doses in each organ were calculated based on dose factors provided by the software IDAC 2.1. and the obtained organ accumulated activities [17]. The effective doses were estimated through radiation weighting factors (w_R) and tissue or organ weighting factor (w_T) provided by ICRP 103 [18].

2.4. Uncertainty analysis

The activity meter uncertainty of 4% was determined from traceability and intercomparison with the National Metrology Laboratory of Ionizing Radiation (LNMRI) in Brazil. The uncertainty for the mice weight used in this study was 0.01% from the variation of decimal places during mouse weighing. The uncertainty associated with the sensitivity test was determined from the standard deviation of the sample, equal to 0.2%. The uncertainty associated with visual acuity during ROI delimitation was determined performing 10 different measures in the same region; it was noted a

10% variation between scores. Thus, the total uncertainty attributed to the absorbed dose was 10.77%.

2.5. Statistical analysis

Student's t-test was performed to validate the study. First, the null hypothesis was that there is no statistical difference between quantifications of target organs from planar and tomographic images for the biokinetic quantities. However, this study focus attention on accumulated activity, absorbed dose and S factor. Finally, the null hypothesis was that there is no statistical difference between using only the mass factor and applying the mass factor in conjunction with the metabolic factor in a translational model.

3. RESULTS AND DISCUSSION

3.1. Animal Model

Seventeen mice administered ^{131}I -Ixolaris were tested, 10 of which underwent only 1 therapy cycle and 7 for 2 cycles. The ^{131}I -Ixolaris radiopharmaceutical therapy procedure occurred at different time intervals after tumour induction. Three mice were administered immediately after induction so that there was competition between tumour development and non-development caused by immediate therapy. In this case it was expected to see small uptake or even no uptake in the lung, which would be the first metastatic melanoma pathway [19]. For mice that only went through one course of therapy, it occurred at different times after tumour induction: 8 days for 1 animal, 16 days for 8 animals, and 19 days for 1 animal.

For animals that underwent 2 cycles of therapy, the first phase of therapy (T1) occurred immediately after tumour induction and the second phase of therapy (T2) 8 days later for 3 animals; and finally, 8 days for T1 and 19 days for T2 after tumour induction for 4 animals.

The administered activities varied widely, from 1.07 MBq to 15.55 MBq due to the limitations of the ^{131}I -Ixolaris radiopharmaceutical labelling. Since the maximum volume to be injected into a mouse was 0.2 ml, the specific activity of radiopharmaceutical labelling determined the subsequent administered activity, as show in Table 2.

In animal's studies for each SPECT or planar imaging, one animal must be used to acquire images at different times. This is a common methodology because they do not survive to multiple cycles of anesthesia since that causes pressure drop and hypothermia [20]. Only animals that were able to take at least three images were considered in this study.

Using the information about the weighing organs of interest in animals and according to ICRU [21], mouse bladder mass can be estimated to be 0.05 g (it could not be weighed because it is a very fragile organ that when full of urine bursts during dissection), the mass and metabolic factors were calculated (Table 3). The ICRP 110 reference man body mass was considered, total weight of 73 kg, liver mass 1.8 kg, lung mass 1.1 kg and bladder mass 0.2 kg [22].

Table 2: Mouse Identification and Therapy Information: $AxTx$ index, where A corresponds to the word *Animal* and x follows the cardinal numbering. T corresponds to the word *Therapy* and again x follows the cardinal numbering.

| Animal | Radiopharmaceutical | Number of therapy cycles | Imaging method | Time of radiopharmaceutical administration after tumour induction (days) | Administered Activity (MBq) |
|--------|----------------------------|--------------------------|----------------|--|-----------------------------|
| A1 | ^{131}I | - | Planar | 8 | 1.07 |
| A2 | ^{131}I | - | Planar | 8 | 1.51 |
| A2T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | Planar | 19 | 10.32 |
| A3T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | Planar | 1 | 3.61 |
| A3T2 | ^{131}I -Ixolaris | 2 | Planar | 8 | 1.84 |
| A4T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | Planar | 1 | 4.42 |
| A4T2 | ^{131}I -Ixolaris | 2 | Planar | 8 | 2.51 |
| A5T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | Planar | 1 | 3.65 |
| A5T2 | ^{131}I -Ixolaris | 2 | Planar | 8 | 1.77 |
| A6T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | Planar | 8 | 1.55 |
| A6T2 | ^{131}I -Ixolaris | 2 | Planar | 19 | 11.13 |
| A7T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | Planar | 8 | 1.55 |
| A8T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | Planar | 8 | 1.62 |
| A8T2 | ^{131}I -Ixolaris | 2 | Planar | 19 | 12.71 |
| A9T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | Planar | 8 | 3.83 |
| A9T2 | ^{131}I -Ixolaris | 2 | Planar | 19 | 8.22 |
| A10T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | Planar | 8 | 2.58 |
| A10T2 | ^{131}I -Ixolaris | 2 | Planar | 19 | 7.55 |
| A11T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | SPECT | 16 | 9.88 |
| A12T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | SPECT | 16 | 9.58 |
| A13T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | SPECT | 16 | 9.40 |
| A14T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | SPECT | 16 | 8.14 |
| A15T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | SPECT | 16 | 8.44 |
| A16T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | SPECT | 16 | 10.94 |
| A17T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | SPECT | 16 | 10.94 |
| A18T1 | ^{131}I -Ixolaris | 1 | SPECT | 16 | 7.51 |
| A19 | ^{131}I | - | SPECT | 16 | 15.55 |
| A20 | ^{131}I | - | SPECT | 16 | 15.92 |
| A21 | ^{131}I | - | SPECT | 16 | 15.03 |

Table 3: Mice body mass, mass factor and metabolic factor.

| | Minimum | Maximum | Arithmetic Mean | Standard Deviation |
|---------------------|---------|---------|-----------------|--------------------|
| Mice body mass | 20.7 g | 30.4 g | 25.4 g | 3.1 g |
| Mice lung mass | 0.15 g | 0.30 g | 0.21 g | 0.04 g |
| Mice liver mass | 1.01 g | 1.67 g | 1.27 g | 0.22 g |
| Lung mass factor | 1.34 | 3.41 | 2.05 | 0.53 |
| Liver mass factor | 0.41 | 0.59 | 0.50 | 0.09 |
| Bladder mass factor | 1.10 | 1.59 | 1.39 | 0.17 |
| Metabolic factor | 7.00 | 7.76 | 7.34 | 0.23 |

Molecular images of mice were acquired after administration of the ^{131}I -Ixolaris radiopharmaceutical. In three therapies (*A3T1*, *A4T1* and *A5T1*), two images were performed for 1.8 ± 0.3 h and 70.7 ± 0.3 h each. The animals *A1*, *A2*, *A3T2*, *A4T2*, *A5T2*, *A6T1*, *A7T1*, *A8T1*, *A9T1*, *A10T1*, *A19*, *A20* and *A21* had three images taken at 0.3 ± 0.1 h, 2.8 ± 0.4 h, and 17.7 ± 1.1 h. In nine therapies (*A2T1*, *A11T1*, *A12T1*, *A13T1*, *A14T1*, *A15T1*, *A16T1*, *A17T1* and *A18T1*) four images were performed at 0.6 ± 0.4 h, 3.1 ± 1.0 h, 6.2 ± 1.1 h and 22.1 ± 1.8 h. In four therapies (*A6T2*, *A8T2*, *A9T2* and *A10T2*) five images were performed at 1.3 ± 0.3 h, 2.3 ± 0.3 h, 3.1 ± 0.3 h, 4.0 ± 0.3 h and 25.4 ± 0.9 h.

3.2. ^{131}I -Ixolaris Radiopharmaceutical Dosimetry

Animals that were administered with ^{131}I -Ixolaris radiopharmaceutical presented wide variation in the studied quantities due to some factors, such as: different administered activities, caused by the maximum volume limitation to be injected; due to the degree tumour development and pulmonary metastases; there is a strong contribution from the uncertainty of exponential adjustment of organ retention curves; and particularly because the bladder is a dynamic organ.

Table 4 presents the main quantities used for the dosimetric calculation from the molecular image's quantification. The time-integrated activity is the first step to dosimetry calculation, being

that they present mono-exponential adjustment for each organ, for each animal. The adjustment provides a coefficient of determination, named R^2 , being a measure of statistical adjustment, which varies between 0 and 1, indicating how much the model can explain the observed values. The nearest value 1 of R^2 , the better the model fits the sample. The R^2 values obtained were in the interval between 0,90868 and 0,99999.

Posteriorly the absorbed doses in each source organ are calculated (Table 4).

Table 4: Absorbed dose (mGy) to human after applying the translational model.

| Absorbed dose | Image | Min. | Max. | Arithmetic Mean | Standard Deviation |
|-----------------------|--------------|-------------|-------------|------------------------|---------------------------|
| Lung (male) | Planar | 2.32E-01 | 5.79E+00 | 6.82E-01 | 1.93E+00 |
| | SPECT | 1.43E-01 | 1.81E+01 | 4.50E+00 | 4.65E+00 |
| Lung (female) | Planar | 2.89E-01 | 7.23E+00 | 8.43E-01 | 2.41E+00 |
| | SPECT | 1.78E-01 | 2.26E+01 | 5.61E+00 | 5.81E+00 |
| Liver (male) | Planar | 9.15E-02 | 1.90E+00 | 2.40E-01 | 5.93E-01 |
| | SPECT | 5.51E-02 | 7.25E+00 | 1.67E+00 | 2.10E+00 |
| Liver (female) | Planar | 1.21E-01 | 2.39E+00 | 2.99E-01 | 7.38E-01 |
| | SPECT | 6.85E-02 | 9.06E+00 | 2.08E+00 | 2.62E+00 |
| Bladder wall (male) | Planar | 4.00E-04 | 2.94E+02 | 2.82E+01 | 7.26E+01 |
| | SPECT | 2.74E+00 | 3.82E+02 | 1.15E+02 | 1.22E+02 |
| Bladder wall (female) | Planar | 3.75E-04 | 3.57E+02 | 3.43E+01 | 8.83E+01 |
| | SPECT | 3.32E+00 | 4.64E+02 | 1.40E+02 | 1.48E+02 |

The absorbed doses provided by IDAC 2.1. software using its male and female models are shown in Tables 5, 6, 7 and 8, for all organs.



BJRS

**BRAZILIAN JOURNAL
OF
RADIATION SCIENCES**

08-02 (2020) 01-22



Table 5: Absorbed dose in male organs (mGy) estimated from planar images.

| Organ | A2T1 | A3T1 | A3T2 | A4T1 | A4T2 | A5T1 | A5T2 | A6T1 | A6T2 | A7T1 | A8T1 | A8T2 | A9T1 | A9T2 | A10T1 | A10T2 |
|--------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Adrenals | 2.71E-01 | 1.97E-02 | 2.94E-02 | 2.50E-01 | 3.49E-02 | 2.23E-01 | 2.53E-02 | 2.05E-02 | 2.58E-01 | 2.08E-02 | 3.37E-02 | 3.72E-01 | 3.32E-02 | 2.26E-01 | 6.21E-02 | 2.87E-01 |
| Brain | 2.62E-03 | 6.87E-04 | 9.22E-04 | 8.17E-03 | 1.05E-03 | 6.85E-03 | 8.50E-04 | 6.32E-04 | 1.08E-02 | 5.01E-04 | 1.22E-03 | 1.18E-02 | 9.89E-04 | 7.99E-03 | 2.09E-03 | 1.00E-02 |
| Breast | 9.48E-02 | 1.48E-02 | 2.05E-02 | 1.80E-01 | 2.36E-02 | 1.53E-01 | 1.86E-02 | 1.40E-02 | 2.23E-01 | 1.22E-02 | 2.61E-02 | 2.62E-01 | 2.23E-02 | 1.72E-01 | 4.55E-02 | 2.17E-01 |
| Colon wall | 6.00E-01 | 2.39E-02 | 3.58E-02 | 2.72E-01 | 4.06E-02 | 3.01E-01 | 2.55E-02 | 4.62E-02 | 4.64E-01 | 5.78E-03 | 2.72E-02 | 3.66E-01 | 3.80E-02 | 2.83E-01 | 7.64E-02 | 2.53E-01 |
| Endosteum (bone surface) | 2.14E-01 | 1.11E-02 | 1.61E-02 | 1.27E-01 | 1.81E-02 | 1.31E-01 | 1.22E-02 | 1.87E-02 | 2.09E-01 | 3.58E-03 | 1.43E-02 | 1.73E-01 | 1.70E-02 | 1.31E-01 | 3.49E-02 | 1.28E-01 |
| ET region | 9.70E-03 | 2.77E-03 | 3.71E-03 | 3.29E-02 | 4.20E-03 | 2.75E-02 | 3.42E-03 | 2.53E-03 | 4.39E-02 | 2.00E-03 | 4.91E-03 | 4.74E-02 | 3.97E-03 | 3.22E-02 | 8.40E-03 | 4.04E-02 |
| Eye lenses | 3.07E-03 | 9.85E-04 | 1.31E-03 | 1.17E-02 | 1.48E-03 | 9.72E-03 | 1.22E-03 | 8.93E-04 | 1.57E-02 | 7.02E-04 | 1.75E-03 | 1.68E-02 | 1.40E-03 | 1.15E-02 | 2.98E-03 | 1.44E-02 |
| Gallbladder wall | 6.52E-01 | 3.33E-02 | 5.32E-02 | 4.43E-01 | 6.47E-02 | 4.05E-01 | 4.42E-02 | 3.61E-02 | 3.71E-01 | 4.34E-02 | 5.68E-02 | 6.74E-01 | 6.18E-02 | 3.80E-01 | 1.08E-01 | 4.94E-01 |
| Heart wall | 1.82E-01 | 3.99E-02 | 5.41E-02 | 4.78E-01 | 6.16E-02 | 4.02E-01 | 4.96E-02 | 3.70E-02 | 6.21E-01 | 3.03E-02 | 7.06E-02 | 6.91E-01 | 5.83E-02 | 4.64E-01 | 1.22E-01 | 5.84E-01 |
| Kidneys | 1.96E-01 | 1.24E-02 | 1.87E-02 | 1.56E-01 | 2.22E-02 | 1.43E-01 | 1.57E-02 | 1.43E-02 | 1.68E-01 | 1.23E-02 | 2.04E-02 | 2.31E-01 | 2.11E-02 | 1.43E-01 | 3.93E-02 | 1.76E-01 |
| Liver | 1.90E+00 | 9.15E-02 | 1.48E-01 | 1.23E+00 | 1.82E-01 | 1.13E+00 | 1.23E-01 | 9.74E-02 | 9.54E-01 | 1.27E-01 | 1.57E-01 | 1.89E+00 | 1.74E-01 | 1.04E+00 | 2.98E-01 | 1.37E+00 |
| Lung | 7.52E-01 | 3.43E-01 | 4.52E-01 | 4.04E+00 | 5.08E-01 | 3.35E+00 | 4.22E-01 | 3.09E-01 | 5.57E+00 | 2.32E-01 | 6.11E-01 | 5.79E+00 | 4.80E-01 | 4.00E+00 | 1.04E+00 | 5.01E+00 |
| Lymphatic nodes | 9.85E-01 | 4.76E-02 | 6.92E-02 | 5.39E-01 | 7.78E-02 | 5.72E-01 | 5.15E-02 | 8.47E-02 | 9.21E-01 | 1.22E-02 | 5.86E-02 | 7.28E-01 | 7.29E-02 | 5.64E-01 | 1.50E-01 | 5.30E-01 |
| Muscle | 1.86E-01 | 1.00E-02 | 1.45E-02 | 1.15E-01 | 1.64E-02 | 1.18E-01 | 1.11E-02 | 1.66E-02 | 1.87E-01 | 3.49E-03 | 1.32E-02 | 1.57E-01 | 1.54E-02 | 1.19E-01 | 3.16E-02 | 1.17E-01 |
| Oesophagus | 1.54E-01 | 3.17E-02 | 4.31E-02 | 3.80E-01 | 4.91E-02 | 3.20E-01 | 3.94E-02 | 2.94E-02 | 4.89E-01 | 2.44E-02 | 5.60E-02 | 5.50E-01 | 4.65E-02 | 3.68E-01 | 9.66E-02 | 4.63E-01 |
| Oral mucosa | 8.79E-03 | 2.25E-03 | 3.02E-03 | 2.67E-02 | 3.42E-03 | 2.24E-02 | 2.78E-03 | 2.07E-03 | 3.53E-02 | 1.65E-03 | 3.98E-03 | 3.86E-02 | 3.24E-03 | 2.61E-02 | 6.82E-03 | 3.28E-02 |
| Ovaries | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 |
| Pancreas | 3.00E-01 | 1.79E-02 | 2.75E-02 | 2.30E-01 | 3.29E-02 | 2.10E-01 | 2.30E-02 | 2.00E-02 | 2.28E-01 | 1.97E-02 | 2.99E-02 | 3.44E-01 | 3.13E-02 | 2.06E-01 | 5.71E-02 | 2.58E-01 |
| Prostate | 3.57E+00 | 1.27E-01 | 1.90E-01 | 1.40E+00 | 2.12E-01 | 1.64E+00 | 1.27E-01 | 2.78E-01 | 2.71E+00 | 2.08E-04 | 1.24E-01 | 1.81E+00 | 1.98E-01 | 1.52E+00 | 4.07E-01 | 1.20E+00 |
| Red (active) bone marrow | 3.88E-01 | 2.29E-02 | 3.29E-02 | 2.64E-01 | 3.72E-02 | 2.65E-01 | 2.58E-02 | 3.57E-02 | 4.17E-01 | 9.32E-03 | 3.14E-02 | 3.65E-01 | 3.50E-02 | 2.70E-01 | 7.17E-02 | 2.76E-01 |
| Salivary glands | 9.35E-03 | 2.62E-03 | 3.50E-03 | 3.11E-02 | 3.97E-03 | 2.60E-02 | 3.23E-03 | 2.40E-03 | 4.14E-02 | 1.89E-03 | 4.64E-03 | 4.48E-02 | 3.75E-03 | 3.04E-02 | 7.94E-03 | 3.82E-02 |
| Skin | 7.60E-02 | 4.69E-03 | 6.74E-03 | 5.46E-02 | 7.66E-03 | 5.39E-02 | 5.36E-03 | 7.02E-03 | 8.31E-02 | 2.20E-03 | 6.63E-03 | 7.60E-02 | 7.20E-03 | 5.51E-02 | 1.47E-02 | 5.80E-02 |
| Small intestine wall | 5.98E-01 | 2.34E-02 | 3.50E-02 | 2.64E-01 | 3.95E-02 | 2.95E-01 | 2.46E-02 | 4.65E-02 | 4.66E-01 | 4.26E-03 | 2.58E-02 | 3.52E-01 | 3.69E-02 | 2.78E-01 | 7.47E-02 | 2.42E-01 |
| Spleen | 9.59E-02 | 2.13E-02 | 2.87E-02 | 2.53E-01 | 3.26E-02 | 2.14E-01 | 2.62E-02 | 2.01E-02 | 3.36E-01 | 1.54E-02 | 3.73E-02 | 3.65E-01 | 3.08E-02 | 2.47E-01 | 6.47E-02 | 3.08E-01 |
| Stomach wall | 1.96E-01 | 1.87E-02 | 2.70E-02 | 2.32E-01 | 3.16E-02 | 2.04E-01 | 2.37E-02 | 1.90E-02 | 2.65E-01 | 1.74E-02 | 3.23E-02 | 3.42E-01 | 3.00E-02 | 2.16E-01 | 5.84E-02 | 2.72E-01 |
| Testes | 2.33E-01 | 8.32E-03 | 1.24E-02 | 9.15E-02 | 1.39E-02 | 1.07E-01 | 8.35E-03 | 1.81E-02 | 1.77E-01 | 4.71E-05 | 8.14E-03 | 1.19E-01 | 1.30E-02 | 9.95E-02 | 2.66E-02 | 7.88E-02 |
| Thymus | 8.72E-02 | 3.05E-02 | 4.05E-02 | 3.61E-01 | 4.57E-02 | 3.00E-01 | 3.76E-02 | 2.77E-02 | 4.89E-01 | 2.13E-02 | 5.42E-02 | 5.19E-01 | 4.32E-02 | 3.55E-01 | 9.23E-02 | 4.46E-01 |
| Thyroid | 4.48E-02 | 1.53E-02 | 2.04E-02 | 1.81E-01 | 2.30E-02 | 1.51E-01 | 1.89E-02 | 1.39E-02 | 2.45E-01 | 1.07E-02 | 2.72E-02 | 2.60E-01 | 2.17E-02 | 1.78E-01 | 4.64E-02 | 2.24E-01 |
| Urinary | 2.94E+02 | 1.05E+01 | 1.56E+01 | 1.15E+02 | 1.75E+01 | 1.35E+02 | 1.05E+01 | 2.29E+01 | 2.23E+02 | 4.00E-04 | 1.02E+01 | 1.49E+02 | 1.63E+01 | 1.25E+02 | 3.35E+01 | 9.88E+01 |

ISSN: 2319-0612

Accepted: 2020-04-27

| | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| bladder wall | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Uterus/cervix | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 2.26E-01 | 0.00E+00 | 0.00E+00 |

Table 7: Absorbed dose in female organs (mGy) estimated from planar images.

| Organ | A2T1 | A3T1 | A3T2 | A4T1 | A4T2 | A5T1 | A5T2 | A6T1 | A6T2 | A7T1 | A8T1 | A8T2 | A9T1 | A9T2 | A10T1 | A10T2 |
|-------------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Adrenals | 4.37E-01 | 2.73E-02 | 4.20E-02 | 3.54E-01 | 5.04E-02 | 3.18E-01 | 3.56E-02 | 2.87E-02 | 3.35E-01 | 3.18E-02 | 4.69E-02 | 5.32E-01 | 4.80E-02 | 3.13E-01 | 8.71E-02 | 4.03E-01 |
| Brain | 3.46E-03 | 9.69E-04 | 1.30E-03 | 1.15E-02 | 1.47E-03 | 9.62E-03 | 1.20E-03 | 8.88E-04 | 1.53E-02 | 6.99E-04 | 1.72E-03 | 1.66E-02 | 1.39E-03 | 1.13E-02 | 2.94E-03 | 1.41E-02 |
| Breast | 9.77E-02 | 2.05E-02 | 2.79E-02 | 2.46E-01 | 3.18E-02 | 2.07E-01 | 2.55E-02 | 1.90E-02 | 3.17E-01 | 1.57E-02 | 3.63E-02 | 3.56E-01 | 3.01E-02 | 2.38E-01 | 6.25E-02 | 3.00E-01 |
| Colon wall | 8.69E-01 | 3.18E-02 | 4.77E-02 | 3.54E-01 | 5.36E-02 | 4.08E-01 | 3.25E-02 | 6.72E-02 | 6.59E-01 | 2.47E-03 | 3.26E-02 | 4.65E-01 | 5.00E-02 | 3.80E-01 | 1.02E-01 | 3.12E-01 |
| Endosteum (bone surface) | 2.52E-01 | 1.39E-02 | 2.01E-02 | 1.60E-01 | 2.27E-02 | 1.63E-01 | 1.55E-02 | 2.27E-02 | 2.58E-01 | 5.06E-03 | 1.85E-02 | 2.20E-01 | 2.13E-02 | 1.65E-01 | 4.38E-02 | 1.64E-01 |
| ET region | 1.30E-02 | 4.03E-03 | 5.37E-03 | 4.77E-02 | 6.07E-03 | 3.98E-02 | 4.97E-03 | 3.67E-03 | 6.41E-02 | 2.87E-03 | 7.14E-03 | 6.87E-02 | 5.74E-03 | 4.69E-02 | 1.22E-02 | 5.88E-02 |
| Eye lenses | 6.89E-03 | 1.57E-03 | 2.12E-03 | 1.87E-02 | 2.41E-03 | 1.58E-02 | 1.95E-03 | 1.48E-03 | 2.48E-02 | 1.15E-03 | 2.77E-03 | 2.70E-02 | 2.28E-03 | 1.83E-02 | 4.79E-03 | 2.29E-02 |
| Gallbladder wall | 7.22E-01 | 3.73E-02 | 5.94E-02 | 4.95E-01 | 7.23E-02 | 4.51E-01 | 4.95E-02 | 4.02E-02 | 4.16E-01 | 4.85E-02 | 6.36E-02 | 7.53E-01 | 6.90E-02 | 4.25E-01 | 1.21E-01 | 5.53E-01 |
| Heart wall | 2.20E-01 | 5.29E-02 | 7.13E-02 | 6.31E-01 | 8.11E-02 | 5.29E-01 | 6.56E-02 | 4.86E-02 | 8.27E-01 | 3.95E-02 | 9.37E-02 | 9.12E-01 | 7.67E-02 | 6.15E-01 | 1.61E-01 | 7.73E-01 |
| Kidneys | 2.42E-01 | 1.44E-02 | 2.21E-02 | 1.84E-01 | 2.63E-02 | 1.69E-01 | 1.84E-02 | 1.66E-02 | 1.90E-01 | 1.51E-02 | 2.38E-02 | 2.74E-01 | 2.50E-02 | 1.66E-01 | 4.60E-02 | 2.06E-01 |
| Liver | 2.39E+00 | 1.14E-01 | 1.85E-01 | 1.53E+00 | 2.27E-01 | 1.40E+00 | 1.53E-01 | 1.21E-01 | 1.17E+00 | 1.60E-01 | 1.95E-01 | 2.36E+00 | 2.17E-01 | 1.29E+00 | 3.70E-01 | 1.71E+00 |
| Lung | 9.22E-01 | 4.29E-01 | 5.64E-01 | 5.04E+00 | 6.34E-01 | 4.17E+00 | 5.27E-01 | 3.85E-01 | 6.95E+00 | 2.89E-01 | 7.63E-01 | 7.23E+00 | 5.99E-01 | 5.00E+00 | 1.29E+00 | 6.26E+00 |
| Lymphatic nodes | 5.22E-01 | 3.30E-02 | 4.70E-02 | 3.81E-01 | 5.31E-02 | 3.77E-01 | 3.73E-02 | 5.00E-02 | 5.98E-01 | 1.38E-02 | 4.61E-02 | 5.26E-01 | 4.99E-02 | 3.88E-01 | 1.03E-01 | 4.03E-01 |
| Muscle | 2.24E-01 | 1.23E-02 | 1.77E-02 | 1.41E-01 | 2.00E-02 | 1.44E-01 | 1.37E-02 | 2.01E-02 | 2.29E-01 | 4.38E-03 | 1.63E-02 | 1.93E-01 | 1.88E-02 | 1.45E-01 | 3.86E-02 | 1.44E-01 |
| Oesophagus | 1.78E-01 | 4.04E-02 | 5.46E-02 | 4.83E-01 | 6.22E-02 | 4.06E-01 | 5.02E-02 | 3.72E-02 | 6.27E-01 | 3.06E-02 | 7.15E-02 | 6.99E-01 | 5.88E-02 | 4.69E-01 | 1.23E-01 | 5.91E-01 |
| Oral mucosa | 1.41E-02 | 3.91E-03 | 5.23E-03 | 4.64E-02 | 5.92E-03 | 3.88E-02 | 4.83E-03 | 3.59E-03 | 6.19E-02 | 2.82E-03 | 6.92E-03 | 6.68E-02 | 5.60E-03 | 4.55E-02 | 1.18E-02 | 5.70E-02 |
| Ovaries | 2.45E+00 | 8.75E-02 | 1.31E-01 | 9.63E-01 | 1.46E-01 | 1.13E+00 | 8.78E-02 | 1.91E-01 | 1.86E+00 | 3.82E-04 | 8.56E-02 | 1.25E+00 | 1.36E-01 | 1.05E+00 | 2.80E-01 | 8.29E-01 |
| Pancreas | 2.92E-01 | 1.63E-02 | 2.53E-02 | 2.10E-01 | 3.03E-02 | 1.94E-01 | 2.10E-02 | 1.88E-02 | 2.07E-01 | 1.81E-02 | 2.70E-02 | 3.14E-01 | 2.88E-02 | 1.87E-01 | 5.22E-02 | 2.34E-01 |
| Prostate | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 |
| R/red (active) bone marrow | 4.22E-01 | 2.79E-02 | 3.97E-02 | 3.24E-01 | 4.50E-02 | 3.16E-01 | 3.19E-02 | 4.07E-02 | 4.94E-01 | 1.31E-02 | 4.00E-02 | 4.51E-01 | 4.24E-02 | 3.28E-01 | 8.70E-02 | 3.48E-01 |
| Salivary glands | 1.23E-02 | 3.63E-03 | 4.84E-03 | 4.30E-02 | 5.48E-03 | 3.59E-02 | 4.48E-03 | 3.31E-03 | 5.76E-02 | 2.59E-03 | 6.43E-03 | 6.20E-02 | 5.18E-03 | 4.22E-02 | 1.10E-02 | 5.30E-02 |
| Skin | 1.01E-01 | 6.27E-03 | 9.00E-03 | 7.29E-02 | 1.02E-02 | 7.20E-02 | 7.16E-03 | 9.39E-03 | 1.11E-01 | 2.90E-03 | 8.85E-03 | 1.01E-01 | 9.61E-03 | 7.37E-02 | 1.96E-02 | 7.73E-02 |
| Small intestine wall | 9.25E-01 | 3.49E-02 | 5.23E-02 | 3.92E-01 | 5.90E-02 | 4.44E-01 | 3.63E-02 | 7.12E-02 | 7.03E-01 | 5.17E-03 | 3.73E-02 | 5.20E-01 | 5.52E-02 | 4.15E-01 | 1.12E-01 | 3.53E-01 |
| Spleen | 1.34E-01 | 2.22E-02 | 3.05E-02 | 2.68E-01 | 3.50E-02 | 2.28E-01 | 2.77E-02 | 2.13E-02 | 3.41E-01 | 1.74E-02 | 3.89E-02 | 3.88E-01 | 3.31E-02 | 2.58E-01 | 6.81E-02 | 3.23E-01 |
| Stomach wall | 2.47E-01 | 1.98E-02 | 2.92E-02 | 2.49E-01 | 3.44E-02 | 2.21E-01 | 2.53E-02 | 2.07E-02 | 2.70E-01 | 1.97E-02 | 3.39E-02 | 3.68E-01 | 3.27E-02 | 2.29E-01 | 6.22E-02 | 2.88E-01 |
| Testes | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 |
| Thymus | 1.09E-01 | 3.94E-02 | 5.22E-02 | 4.65E-01 | 5.89E-02 | 3.87E-01 | 4.85E-02 | 3.57E-02 | 6.32E-01 | 2.74E-02 | 7.00E-02 | 6.68E-01 | 5.57E-02 | 4.59E-01 | 1.19E-01 | 5.75E-01 |
| Thyroid | 4.80E-02 | 1.69E-02 | 2.25E-02 | 2.00E-01 | 2.54E-02 | 1.66E-01 | 2.09E-02 | 1.54E-02 | 2.71E-01 | 1.18E-02 | 3.01E-02 | 2.88E-01 | 2.40E-02 | 1.97E-01 | 5.12E-02 | 2.47E-01 |
| Urinary bladder wall | 3.57E+02 | 1.27E+01 | 1.90E+01 | 1.40E+02 | 2.12E+01 | 1.64E+02 | 1.27E+01 | 2.78E+01 | 2.71E+02 | 3.75E-04 | 1.24E+01 | 1.81E+02 | 1.98E+01 | 1.52E+02 | 4.07E+01 | 1.20E+02 |
| Uterus/cervix | 6.99E+00 | 2.49E-01 | 3.72E-01 | 2.74E+00 | 4.16E-01 | 3.21E+00 | 2.49E-01 | 5.44E-01 | 5.30E+00 | 3.86E-04 | 2.43E-01 | 3.55E+00 | 3.88E-01 | 2.98E+00 | 7.97E-01 | 2.35E+00 |

Table 8: Absorbed dose in female organs (mGy) estimated from SPECT images.

| Organ | A11 | A12 | A13 | A14 | A15 | A16 | A17 | A18 |
|--------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| Adrenals | 1.94E+00 | 7.50E-01 | 1.31E+00 | 6.96E-01 | 2.28E-01 | 3.90E-02 | 1.60E-02 | 1.60E-02 |
| Brain | 5.27E-02 | 2.56E-02 | 2.43E-02 | 1.77E-02 | 8.35E-03 | 1.18E-03 | 4.18E-04 | 5.50E-04 |
| Breast | 1.15E+00 | 5.45E-01 | 5.61E-01 | 3.90E-01 | 1.76E-01 | 2.54E-02 | 9.18E-03 | 1.17E-02 |
| Colon wall | 1.24E+00 | 5.97E-01 | 6.28E-01 | 8.56E-01 | 1.45E-01 | 3.28E-02 | 9.02E-03 | 1.01E-02 |
| Endosteum (bone surface) | 6.42E-01 | 3.06E-01 | 3.21E-01 | 3.30E-01 | 8.66E-02 | 1.56E-02 | 4.90E-03 | 5.88E-03 |
| ET region | 2.18E-01 | 1.07E-01 | 9.88E-02 | 7.30E-02 | 3.48E-02 | 4.87E-03 | 1.72E-03 | 2.28E-03 |
| Eye lenses | 8.64E-02 | 4.16E-02 | 4.08E-02 | 2.95E-02 | 1.35E-02 | 1.92E-03 | 6.86E-04 | 8.89E-04 |
| Gallbladder wall | 2.83E+00 | 1.04E+00 | 2.04E+00 | 1.02E+00 | 3.10E-01 | 5.57E-02 | 2.36E-02 | 2.21E-02 |
| Heart wall | 2.93E+00 | 1.40E+00 | 1.39E+00 | 9.87E-01 | 4.56E-01 | 6.49E-02 | 2.33E-02 | 3.01E-02 |
| Kidneys | 9.74E-01 | 3.84E-01 | 6.44E-01 | 3.67E-01 | 1.15E-01 | 2.00E-02 | 7.98E-03 | 8.06E-03 |
| Liver | 9.06E+00 | 3.21E+00 | 6.74E+00 | 3.25E+00 | 9.54E-01 | 1.75E-01 | 7.59E-02 | 6.85E-02 |
| Lung | 2.26E+01 | 1.13E+01 | 9.68E+00 | 7.51E+00 | 3.71E+00 | 5.11E-01 | 1.78E-01 | 2.43E-01 |
| Lymphatic nodes | 1.56E+00 | 7.47E-01 | 7.67E-01 | 7.53E-01 | 2.17E-01 | 3.73E-02 | 1.20E-02 | 1.46E-02 |
| Muscle | 5.64E-01 | 2.69E-01 | 2.81E-01 | 2.92E-01 | 7.60E-02 | 1.37E-02 | 4.30E-03 | 5.16E-03 |
| Oesophagus | 2.25E+00 | 1.07E+00 | 1.08E+00 | 7.60E-01 | 3.48E-01 | 4.97E-02 | 1.79E-02 | 2.30E-02 |
| Oral mucosa | 2.13E-01 | 1.03E-01 | 9.80E-02 | 7.16E-02 | 3.36E-02 | 4.75E-03 | 1.69E-03 | 2.22E-03 |
| Ovaries | 3.21E+00 | 1.59E+00 | 1.56E+00 | 2.36E+00 | 3.75E-01 | 8.79E-02 | 2.30E-02 | 2.63E-02 |
| Pancreas | 1.14E+00 | 4.37E-01 | 7.72E-01 | 4.26E-01 | 1.31E-01 | 2.30E-02 | 9.34E-03 | 9.19E-03 |
| Prostate | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 |
| Red (active) bone marrow | 1.36E+00 | 6.44E-01 | 6.84E-01 | 6.33E-01 | 1.89E-01 | 3.21E-02 | 1.05E-02 | 1.28E-02 |
| Salivary glands | 1.97E-01 | 9.60E-02 | 8.98E-02 | 6.61E-02 | 3.13E-02 | 4.40E-03 | 1.56E-03 | 2.06E-03 |
| Skin | 3.06E-01 | 1.44E-01 | 1.56E-01 | 1.45E-01 | 4.17E-02 | 7.21E-03 | 2.37E-03 | 2.83E-03 |
| Small intestine wall | 1.43E+00 | 6.73E-01 | 7.51E-01 | 9.34E-01 | 1.67E-01 | 3.69E-02 | 1.06E-02 | 1.17E-02 |
| Spleen | 1.27E+00 | 5.89E-01 | 6.39E-01 | 4.36E-01 | 1.89E-01 | 2.77E-02 | 1.01E-02 | 1.26E-02 |
| Stomach wall | 1.28E+00 | 5.32E-01 | 7.91E-01 | 4.61E-01 | 1.65E-01 | 2.68E-02 | 1.05E-02 | 1.13E-02 |
| Testes | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 | 0.00E+00 |
| Thymus | 2.11E+00 | 1.04E+00 | 9.33E-01 | 7.03E-01 | 3.40E-01 | 4.73E-02 | 1.66E-02 | 2.23E-02 |
| Thyroid | 9.07E-01 | 4.48E-01 | 4.03E-01 | 3.03E-01 | 1.46E-01 | 2.04E-02 | 7.17E-03 | 9.60E-03 |
| Urinary bladder wall | 4.64E+02 | 2.30E+02 | 2.25E+02 | 3.43E+02 | 5.43E+01 | 1.27E+01 | 3.32E+00 | 3.80E+00 |
| Uterus/cervix | 9.11E+00 | 4.51E+00 | 4.42E+00 | 6.71E+00 | 1.06E+00 | 2.50E-01 | 6.52E-02 | 7.46E-02 |



BJRS



There are some factors that influence the fluctuation of the absorbed dose values. Among them, the administered activity of the drug, the degree of tumour development and the methodology of image acquisition. In order to assess the influence of the image acquisition method, statistical analysis was performed.

Hypothesis tests were performed to compare both image acquisition methodologies used here to estimate absorbed doses. The null hypothesis is the quantities estimate from planar and SPECT images are equal. The Table 9 bellow shows the *p-values* provided by Student's t-hypothesis.

Table 9: *p-values* provided by Student's hypothesis

| Quantity | <i>p – values</i> | | |
|------------------------|-------------------|-------|---------|
| | Lung | Liver | Bladder |
| Absorbed dose (male) | 0.08 | 0.06 | 0.16 |
| Absorbed dose (female) | 0.08 | 0.06 | 0.16 |

Since *p-values* are greater than the significance level of 0.05, the hypothesis is therefore accepted. Thus, we can state that there is no statistically significant difference between the execution of molecular images between the planar and SPECT modalities for the conditions considered in this study.

In addition to the statistical comparison between image acquisition protocols, there is the possibility of performing a visual analysis from Figures 3. It is worth mentioning that the images below are fused with the CT that attenuate the visual difference between them, however the planar image presents better quality to define ROIs. Finally, it is important to note that the planar image acquisition protocol is favorable when it comes to a preclinical study as it is possible to reduce the administered activity and reduce the image acquisition time. Although the tomographic image acquisition protocol provides greater imaging quality and organ localization in the image, it is necessary to increase the administered activity and the acquisition time, which results in more anesthetic for the animals and greater potential for death.

Finally, it must be emphasized that molecular images were taken with human equipment, which is not ideal, beyond absence of attenuation correction, overlapping of the organs correction, consideration of partial volume effects, scatter correction and collimator response. It is believed that this visual comparison can be changed in the case of the use of equipment dedicated to animals.

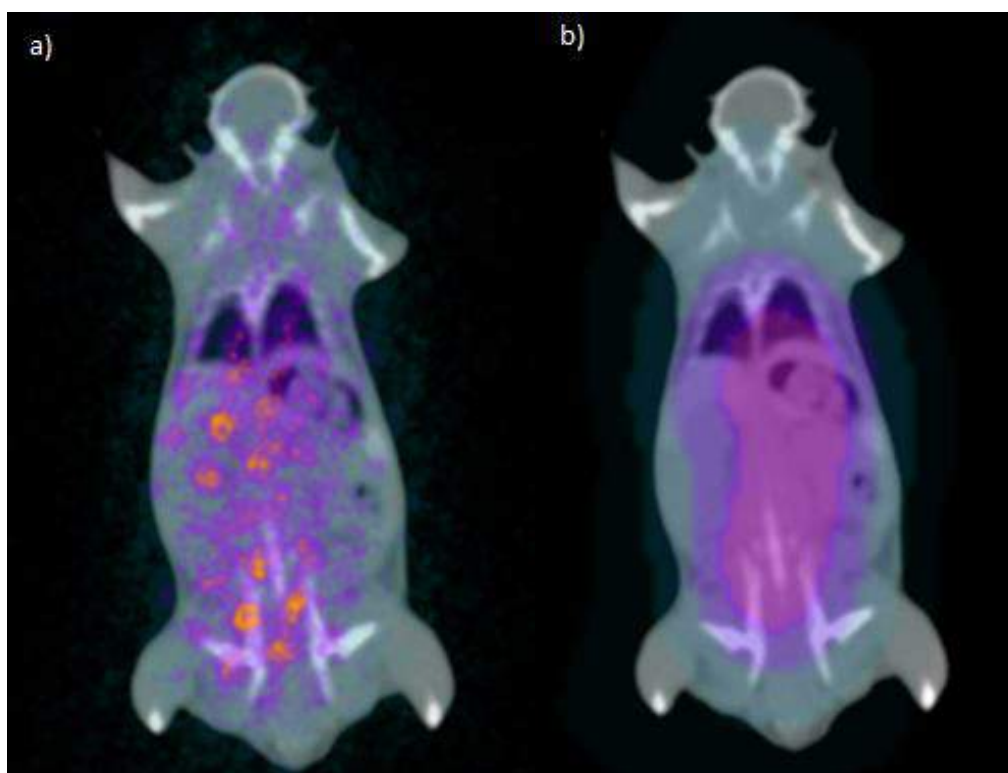


Figure 3: a) Tomographic image of the *A14T1* mouse; b) Planar image of the *A8T2* mouse.

4. CONCLUSION

From the Student's t-hypothesis test performed in the accumulated activity, absorbed dose and S-factor results, there is no statistically significant difference between performing the image dosimetry from the SPECT and planar acquired images in this case.

For the study carried out here, the preference for performing image acquisitions in planar protocols can be chosen, according to the conditions of the statistical analysis presented. In addition, these protocols make acquisitions faster, contributing to the animal's survival for new cycles of therapy, improving dosimetry evaluation. Certainly, in a study of the radiopharmaceutical

^{131}I -Ixolaris in human therapy, the methodology must be revised and improved when conducting clinical studies. Currently, pre-clinical studies carried out in the country are performed only by the death of a group of animals at different times after injection and uptake estimates in each organ by dissection and counting, leading to large quantification errors. In addition, only the mass scale has been considered, and the allometric scale has not been used. This study aimed to contribute to the improvement of this method, leading to making it feasible in routine pre-clinical studies.

ACKNOWLEDGMENT

This work was supported by the Nuclear Energy National Commission (CNEN), which provided a scholarship.

REFERENCES

- [1] AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Resolução – RDC n° 64 – Dispõe sobre o Registro de Radiofármacos**, Brasil, 2009.
- [2] GERDEKOOHI1, S., VOSOUGHI1, N., TANHA, K. Implementation of absolute quantification in small-animal SPECT imaging: Phantom and animal studies. **Medical Imaging**, 2016.
- [3] ZAIDI, H. **Quantitative Analysis in Nuclear Medicine**, Switzerland, Springer, 2006.
- [4] BIANCARDI, R. Protocolo para adaptação de técnicas de dosimetria interna para planejamento de doses individualizadas de ^{131}I em pacientes pediátrico. **Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD/CNEN**, Brasil, 2011.
- [5] MATHER, S. Molecular Imaging with Bioconjugates in Mouse Models of Cancer. **American Chemical Society**, v.20(4), 2009.
- [6] SORIANO, S.C.S., SOUZA, S.A.L., BARBOZA, T. e DE SÁ, L.V., 2019. Preclinical dosimetric evaluation of Ixolaris labeled with $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and Translational Model. **Braz. J. Rad. Sci.**, 2019.

- [7] FRAKER P.J., SPECK J.C. Protein and cell membrane iodinations with a sparingly soluble chloroamide, 1,3,4,6-tetrachloro-3a,6a-diphenylglycoluril. **Biochem Biophys Res Commun**, v.80(4), p.849–57, 1978.
- [8] KAMESWARAN M., SARMA HD., DASH A. Preclinical evaluation of ¹³¹I-Bevacizumab – A prospective agent for radioimmunotherapy in VEGF expressing cancers. **Appl Radiat Isot**. Elsevier Ltd. v.123, p.109–13, 2017.
- [9] ÜNAK T., AKGÜN Z., YILDIRIM Y., DUMAN Y., ERENEL G. Self-radioiodination of iodogen. **Appl Radiat Isot**, v.54(5), p.749–52, 2001.
- [10] UNIVERSITY OF COLORADO DENVER. Guidelines for Fluid Administration and Blood Collection.
- [11] <https://www.osirix-viewer.com/>
- [12] SORIANO, S.C.S., SOUZA, S.A.L., BARBOZA, T. e DE SÁ, L.V. The image reconstruction influence in relative measurement in SPECT / CT animal. **Brazilian Braz J Rad Sci**, 2018.
- [13] GE MEDICAL SYSTEMS. **Nuclear Medicine-Millennium MG Operator's Reference Manual Includes Genie Acquisition**. Version 4.5 Direction 2412348-100 Revision 4, 2007.
- [14] IAEA - International Atomic Energy Agency. **TECDOC-602- Quality control of nuclear medicine instruments**. Vienna: IAEA, 1991.
- [15] MCPARLAND, B.J. **Nuclear Medicine Radiation Dosimetry - Advanced Theoretical Principles**. 1st ed. Springer, 2010.
- [16] STABIN, M.G. **Fundamentals of Nuclear Medicine Dosimetry**. USA, Springer, 2008.
- [17] ELVAS, VANGESTEL, C., RAPIC, S. Characterization of ^{99m}Tc- Duramycin as a SPECT Imaging Agent for Early Assessment of Tumor Apoptosis. **Mol Imaging Biol**, 2015.

- [18] ICRP - International Commission on Radiological Protection. **ICRP Recommendations of the International Commission on Radiological Protection - ICRP Publication 103**, 2007.
- [19] BARBOZA, T.; GOMES, T.; MIZURINI, D. ^{99m}Tc -ixolaris targets glioblastoma-associated tissue factor: In vitro and pre-clinical applications. **Thrombosis Research**, v. 15, p. S0049, 2015.
- [20] PICOLLO, C; SERRA A.J.; LEVY, R.F. Hemodynamic and thermoregulatory effects of xylazine-ketamine mixture persist even after the anesthetic stage in rats. **Arq Bras Med Zootec**, vol.64, no.4, 2012.
- [21] ICRU - International Commission on Radiation units and Measurements. **Receiver Operating Characteristic (ROC) Analysis in Medical Imaging – ICRU Publication 79**. ICRU, 2008.
- [22] ICRP - International Commission on Radiological Protection. **Adult Reference Computational Phantoms – ICRP Publication 110**. ICRP, 2009.



Quality control of small animal PET scanner: The Brazilian Scenario

GONTIJO, R.M.G.^{a,b}; FERREIRA A.V.^a; SILVA J.B.^a; MAMEDE M.^{a,b}

^a *Radiopharmaceuticals Research and Production Unit, Center of Nuclear Technology Development, 31270-901, Belo Horizonte-MG, Brasil.*

^b *Department of Anatomy and Imaging, Federal University of Minas Gerais, 30130-100, Belo Horizonte-MG, Brasil.
rodrigo.gontijo@cdtn.br*

ABSTRACT

This work aims to evaluate the quality control program for small animal PET (positron emission tomography) scanners in Brazil. A questionnaire focused on type of small animal PET scanner and quality assurance program was prepared and sent to all Brazilian preclinical molecular imaging services that participated in the first Brazilian microPET/SPECT/CT users meeting held at the Federal University of Rio de Janeiro. The answers were compiled and descriptive statistic was applied. There are six preclinical molecular imaging services using PET scanner in Brazil. Five are in the southeastern region and one in the southern region. All services have a single PET device, but most of them have hybrids modalities with CT (computed tomography) and/or SPECT (single photon emission computed tomography). All services have knowledge of the NEMA NU 4/2008 publication specific to small animal PET equipments. However, most of them do not have a quality assurance program in place for their imaging systems. Although there is no quality assurance program for PET scanner implemented in most of the centers, there is a consensus between responsible of centers on their importance in preclinical molecular imaging research field.

Keywords: positron emission tomography (PET) small animal; quality control; NEMA NU 4-2008.

1. INTRODUCTION

Positron emission tomography (PET) is an important molecular imaging modality. Its application on preclinical research has been increased in the last decades as a valuable tool for studying animal models of human disease and to contribute to the development of new radiopharmaceuticals or in studies of new applications of traditional radiopharmaceuticals [1].

Small-animal PET refers to imaging of animals such as rats and mice using specific PET scanner. Because of widespread use and commercial availability of preclinical PET scanners, the National Electrical Manufacturers Association (NEMA) published its NU 4/2008 standards, a consistent and standardized methodology for measuring scanner performance parameters for small-animal PET imaging [2].

In agreement with NEMA NU 4/2008 publication, PET performance should be evaluated by the following parameters [2]: i) Spatial Resolution; ii) Sensitivity; iii) Coincidence Events Rate; and iv) Image Quality. The NEMA NU 4/2008 presents all the methodological parameters and needs for the small-animals PET quality control.

Quality Control (QC) is a set of safety and performance tests executed periodically to assess whether the radiation measuring device continues to meet the requirements of current national and international resolutions and the reference values established during acceptance test [3]. QC is part of the quality assurance program that allows functional image acquisition for correct measurements and analysis.

In this context, it is important to perform a minimum set of quality tests for imaging technology that confirms their performance or indicates the need for corrective maintenance [4].

In Brazil, there are few preclinical PET in use and a standardization of quality control protocols are needed to harmonize their use in the research field [5]. Thus, the aim of this work was to evaluate the Brazilian scenario about quality control of small-animal PET scanners.

2. MATERIALS AND METHODS

In order to evaluate the current scenario about preclinical PET performances available at the Brazilian research centers, a questionnaire with specific topics on equipment and quality assurance programs was prepared and applied. Briefly, the questionnaire inquiries about: 1) Equipment (preclinical PET systems) - quantity and type (manufacturer and model); and 2) Quality Assurance Program: implementation of PET scanner and dose calibrator (activimeters) quality control testing, as well as evaluation of NEMA NU 4/2008 publication use, specific phantoms availability for testing/analysis, and future implementation of quality assurance program (if not available at that moment).

This questionnaire was applied electronically via by e-mail to all preclinical molecular imaging research centers that participated on the first Brazilian microPET/SPECT/CT Users meeting held at the Federal University of Rio de Janeiro. The answers were compiled, and descriptive statistics were done for further analyses.

3. RESULTS AND DISCUSSION

All preclinical molecular imaging services replied the questionnaire. Figure 1 shows the geographic distribution of preclinical molecular imaging research centers in Brazil. There are six preclinical molecular imaging services using small-animal PET scanners. Among them, five are located in the southeastern region and one in the south region.

Table 1 shows the facilities and their respective preclinical PET technology installed.



Figure 1: Geographic distribution of preclinical molecular imaging research centers in Brazil.

Table 1: Brazilian research centers and their respective preclinical PET systems.

| Centers | Region | State | Institution | Imaging System |
|---------|-----------|-------------------|---------------|--|
| 1 | | | IPEN/CNEN (a) | Albira Trimodality PET/SPECT/CT |
| 2 | | São Paulo | HCFMUSP (b) | Triumph® II LabPET 8 Trimodality PET/SPECT/CT |
| 3 | Southeast | | UNICAMP (c) | Albira Trimodality PET/SPECT/CT |
| 4 | | Rio de Janeiro | UFRJ (d) | Triumph® II LabPET 8 Trimodality PET/SPECT/CT |
| 5 | | Minas Gerais | CDTN/CNEN (e) | Triumph® II LabPET Solo 4 |
| 6 | South | Rio Grande do Sul | PUC-RS (f) | Triumph® II LabPET 4 Bimodality PETCT |

Note: (a) IPEN: Instituto de Pesquisas Energéticas; CNEN: Comissão Nacional de Energia Nuclear; (b) HCFMUSP: Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo; (c) UNICAMP: Universidade de Campinas; (d) UFRJ: Universidade Federal do Rio de Janeiro; (e) CDTN: Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear; CNEN: Comissão Nacional de Energia Nuclear; (f) PUC-RS: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

All services have a single PET technology system, but most have hybrids modalities, with CT (computed tomography) and/or SPECT (single photon emission computed tomography). Triumph II platform with LabPET software is predominant (used in 4 services) and the Albira manufacturer are used in the other 2 services.

In table 2 it can be seen the internal procedures of quality assurance that are adopted in each center. Centers were not identified to preserve the internal routines adopted in each center.

Table 2: Quality assurance program implementation.

| Centers [§] | Phantoms (NEMA) and sources | Quality Assurance Program Implementation | | |
|----------------------|--------------------------------|--|------------------|-----------------------------|
| | | PET system | Dose Calibrator | Interest in implementing |
| a | No | No | Yes | Yes |
| b | Similar * | No | Yes | Yes |
| c | Yes, all of them | Yes | Yes | Yes |
| d | Only Sources | Yes | Yes | ** |
| e | In acquisition | No | Does not require | Yes |
| f | No | No | Yes | Yes |

Note: §: Centers not identified for confidentiality; * Expression "similar phantom or sources" was used by the responsible of center that answered the questionnaire. The assessment of PET performance using similar phantoms with NEMA was not been found in the literature until now and makes comparison with other authors impossible; ** Information not provided.

Table 2 identifies the internal procedures done in main devices used in all molecular imaging preclinical centers. In addition, identifies if center have the interest in implementing the quality assurance in these devices and if own the phantoms and sources necessities.

Only one - Service "c" - has quality assurance program implemented, and most of the molecular imaging research center do not have an imaging system quality assurance program in place. But, two of them have similar sources or specific phantom (not discriminated) for that purpose.

Regarding the dose calibrator, all services have a quality assurance program in place, except Service "e" (not required for his device). In this first step, the questionnaire allowed binary responses like yes or no. Tests to assess the performance of dose calibrators are described in the manufacturer's

manual and also in CNEN standard 3.05 for clinical nuclear medicine services. Actually, in Brazil, there is no specific legislation that requires quality tests for dose calibrators in preclinical imaging laboratories.

All services have expressed interest in the subject and intend to establish the quality assurance program in the PET imaging system, except Service “d” (information not provided).

4. DISCUSSION

The National Electrical Manufactures Association (NEMA) produces technical documents regarding quality control procedures for various products, including medical equipment such as SPECT and PET for human (clinical) and for animals (preclinical). However, regulatory agencies in Brazil do not yet have any similar publication to establish in detail all necessary tests for preclinical equipment. In addition, there is a lack of knowledge for some methodological aspects of small-animals PET.

Several research groups [6-11] have published articles where they discussed about performance of preclinical PET scanner. However, there are no long-term performance monitoring, manufacturer reference values or acceptance test nor any description on how such evaluations were actually performed.

This study revealed small-animal PET systems available in Brazil, as well as, information around feasibility of evaluating the performance of these imaging systems. In addition, this paper alerts all users for the importance of performing the quality control tests in their routines.

It is important to point out that all molecular imaging research centers in Brazil carry out preclinical studies with the objectives of new radiopharmaceuticals development and/or evaluation of new applications for well established radiopharmaceuticals in use. These requirements are part of the registration process at the Brazilian Health Regulatory Agency (ANVISA) [12].

So far, Brazil currently has eleven accelerators (cyclotron) authorized for PET radioisotopes production [13] and only two PET radiopharmaceuticals (^{18}F -FDG and ^{18}F -Na) are registered at ANVISA [14]. Among the accelerators, five have their own preclinical molecular imaging research center in the same place (all participated this survey). The relationship of proximity between the

location of the preclinical PET system and the cyclotron unit is fundamental due to the short half-life of the radionuclides.

The molecular imaging centers carry out a variety of preclinical research but often fail to proceed to the clinical phase or not complete the ANVISA registration process. The reason for that can be especially due to absence of clinical center together with preclinical center or at least close in most of them. In addition to: (i) Radiopharmaceutical Synthesis: lack of production exclusively for research purposes; transportation cost of material radioactive when necessary. (ii) Clinical phase: PET scanner non-availability; nuclear medicine multi-professional staff. (iii) Registration Process: extensive list of criteria and many requirements not applicable to radiopharmaceuticals.

In spite of the radioisotope production capacity and growing demand for new radiopharmaceuticals for clinical use in Brazil, this study reveals that only six preclinical PET scanners may be insufficient to supply the diversity of pathologies that require diagnosis and/or follow-up.

Present scenario analysis allows strategies to propose a national program for small animal PET quality assurance. This work is an initial step in Brazil to verify the quality control of small animal PET for further standardization proposes.

5. CONCLUSION

There are few preclinical PET devices installed in Brazil and most are concentrating in southeast region. Only one research center has the quality assurance program implemented for PET scanner including the specific phantoms and the point source as recommended by NEMA NU 4/2008 publication. Although there is no quality assurance program for PET scanner implemented in most of the centers, there are a unanimous consensus between all interviewed on their importance in preclinical molecular imaging research field.

Summarizing, small animal PET has an important role in bridging the gap between basic, preclinical and clinical research and clinical application. Thus, the present study is an initial step to verify the quality control scenario of small animal PET in Brazil for future standardization proposes.

ACKNOWLEDGMENT

The authors thank the staff of preclinical molecular imaging centers that participated of this study answering the questions.

REFERENCES

- [1] YAO R.; LECOMTE R.; CRAWFORD E. Small-Animal PET: What is it, and why do we need it? **Journal of Nuclear Medicine Technology**. Vol. 40 n°3, pp.157-165. 2011.
- [2] NEMA - National Electrical Manufacturers Association. **Performance Measurements of Small Animal Positron Emission Tomographs**. Rosslyn VA; 2008 Standards Publication NU 4-2008.
- [3] CNEN - **Comissão Nacional de Energia Nuclear**. Requisitos de segurança e proteção radiológica para serviços de medicina nuclear, Norma CNEN NN 3.05. December, 2013.
- [4] IAEA - **International Atomic Energy Agency (IAEA)**. Quality Control Guidance for Nuclear Medicine Equipment. Guidelines of Radiation and Nuclear Safety Authority – STUK, 2010.
- [5] GONTIJO, R. M. G. **Proposta de Programa de Garantia da Qualidade para Imagem Molecular Pré-Clínica**. 2019. 275 f. Tese (Doutorado em Ciência e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais) – Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Belo Horizonte, In Portuguese, 2019.
- [6] GONTIJO, R. M. G., FERREIRA, A. V., SILVA, J. B., MAMEDE, M. Image quality assessment using NEMA NU 4/2008 standards in small animal PET scanner. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**. 07 (2A). pp. 1-13. 2019.
- [7] BEGERON, M., CADORETTE, J., TÉTRAULT, M. A., BEAUDOIN, J. F., LEROUX, J. D., FONTAINE, R. and LECOMTE, R., Imaging performance of LabPET APD-based digital PET Scanners for pre-clinical research. **Physics in Medicine and Biology**. v.59, pp. 661-678. 2014.
- [8] RATIB, O., ZAID, H., PRASAD, R. NEMA NU-04-based Performance Characteristics of the LabPET-8TM Small Animal PET Scanner. **IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record**. pp. 3654-3659. 2011.

- [9] GAITANIS, A., KASTIS, G. A., VLASTOU. E., BOUZIOTIS, P., VERGINIS, P., ANAGNOSTOPOULOS, C. D., Investigation of Image Reconstruction Parameters of the Mediso nanoScan PC Small-Animal PET/CT Scanner for Two Different Positron Emitters Under NEMA NU 4-2008 Standards. **Molecular Imaging and Biology**. v.19, pp. 550–559. 2016.
- [10] DISSELHORST, J. A., BROM, M., LAVERMAN. P., SLUMP, C. H., BOERMAN, O. C., OYEN, W. J. G., GOTHARDT, M., VISSER E. P., Image-Quality Assessment for Several Positron Emitters Using the NEMA NU 4-2008 Standards in the Siemens Inveon Small-Animal PET Scanner. **The Journal of Nuclear Medicine**. v.51 (4), pp.610–617. 2010.
- [11] GOERTZEN A. L., NEMA NU 4-2008 Comparison of Preclinical PET Imaging Systems. **The Journal of Nuclear Medicine**. v.53 (8), pp.1300–1309. 2012.
- [12] ANVISA – **Brazilian Healthy Regulatory Agency**. RDC n°64. Radiopharmaceuticals registration. 2009.
- [13] CNEN - **Comissão Nacional de Energia Nuclear**. Authorized installations. Available in: <<http://www.cnen.gov.br/index.php/instalacoes-autorizadas-2>>. September 2019.
- [14] ANVISA – **Agência Nacional de Vigilância Sanitária**. Radiofármacos Reg. Available in: <<http://portal.anvisa.gov.br/registros-e-autorizacoes/medicamentos/produtos/radiofarmacos>>. June, 2020.



Optimization of the gamma-ray spectrometry counting time based on uncertainties of radionuclides concentration in samples

Nisti^a M.B., Máduar^a M.F., Saueia^a C.H.R., Cavalcante^a F., Mazzilli^a B.P.

^a Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares Av. Prof. Lineu Prestes 2242, 05508-000, São Paulo, SP, Brazil
fcavalcante@usp.br, mbnisti@ipen.br

ABSTRACT

This paper aims to propose an easy and fast method of optimization of the gamma-ray spectrometry counting time in determining natural radionuclides (^{210}Pb , ^{212}Pb , ^{214}Pb , ^{212}Bi , ^{214}Bi and ^{228}Ac) in order to minimize uncertainties in the concentration. The samples were measured by gamma-ray spectrometry with a hyper-pure germanium detector Canberra, 25% relative efficiency, effective resolution of 1.9 keV on the 1332.5 keV ^{60}Co with associated electronics and coupled to a microcomputer. Multichannel Maestro A65-I model was used for spectrum acquisition and peak net area determination, and WinnerGamma/Interwinner 6.01 software was used for gamma-ray spectra analysis and to calculate the concentrations and associated uncertainties. The counting times used were 86,000 s and 150,000 s.

Keywords: Gamma-ray spectrometry, counting time optimization, HPGe detector.

1. INTRODUCTION

The technique of gamma-ray spectrometry is a powerful tool for determining the contents of gamma-ray emitter radionuclides in samples. As the result of applying this technique, a counts vs. energy spectrum is obtained. To ensure that high-quality spectra are obtained, good practices for their acquisition must be established, including physical setup, electronic settings, counting conditions, corrections for unwanted but inevitable sources of radiation [1] and validation by proficiency tests.

An important step in using gamma-ray spectrometry on a routine basis for a given detection system is the definition of adequate counting time, which depends on the sample type, the radionuclides to be determined, radiation background, sample geometry and characteristics of the detection system (detector, shielding and associated electronics). Counting time in gamma-ray spectra acquisition can be preset relying in two criteria: the attainment of an acceptable minimum detectable activity (MDA) value; or instead the need to quantify the target radionuclide, even at very low concentration. A major issue in determining activity in samples with very low radionuclides concentration is the high uncertainties that arise, when not sufficient counting time is employed.

When measurements for natural radionuclide are intended, correction for the background radiation is always required. A counting time for the background spectra greater than 5 times the sample counting time is recommended [2].

Currie [3] published a pioneering paper on detection limits that became a worldwide reference on the subject. He defined three limits: critical limit, detection limit, and determination limit. The critical limit is used to decide whether a signal was generated on a measurement, the detection limit refers to the sensitivity of the analytical technique, and the determination limit is the value above which a reliable result in the quantitative determination of a radionuclide is achieved.

Shweikani and Hasan[4] estimated a relationship between the minimum detectable activity (MDA) and counting time, obtaining an optimum time of 15 h for long-lived radionuclides in environmental samples.

Nisti et al.[5] evaluated “a priori” counting times as a function of the preset minimum detectable amount MDA, for time counting optimization in gamma-ray spectrometry. Several set-ups including four HPGe detectors, four counting geometries and different counting times (1,000 s, 5,000 s, 10,000

s, 15,000 s, 50,000 s, 100,000 s and 150,000 s), were employed. The “a priori” counting time of 50,000 s was found to be generally sufficient to reach agreement between the preset and actual counting times.

In this paper, we aim to establish an easy and fast method to optimize the counting time to minimize the uncertainties in the concentration to acceptable levels in determining natural radionuclides. The optimization of the counting time with a good accuracy is important in the accomplishment of automation in routine measurements with acceptable detection limits[5] and reduction in the measurement cost [4].

2. MATERIALS AND METHODS

Nine soil samples were sealed for about four weeks, prior to measurements, in order to ensure that radioactive equilibrium has been reached between ^{226}Ra and its progeny. After this, the soil samples were measured by gamma-ray spectrometry with a hyper-pure germanium detector Canberra, 25% relative efficiency, effective resolution of 1.9 keV at the 1332 keV ^{60}Co with associated electronics and coupled to a microcomputer. In the resulting spectra, net peak areas and concentrations of radionuclides ^{210}Pb , ^{212}Pb , ^{214}Pb , ^{212}Bi , ^{214}Bi , and ^{228}Ac were determined.

Multichannel Maestro A65-I model software [6], for spectrum acquisition and determination of the net peak area, and WinnerGamma/Interwinner 6.01 software, for analysis of gamma-ray spectra [7] and assessment of concentrations and associated uncertainties, were employed. Background spectra were collected in the same conditions of the samples measurement, with counting time of 500,000 s.

Table 1 shows the gamma energies (keV) recommended for quantitative measurement of the ^{238}U decay series and ^{232}Th decay series [2], yield of γ -transition (%), and background count rates (cps) of the detection system.

Table 1: Radionuclides studied and their gamma energies, transitions` yields and background count rates ($\times 10^{-3}$ cps).

| Radionuclides | Energy (keV) | Yield of γ -transition (%) | Background (cps) |
|-------------------|--------------|-----------------------------------|------------------|
| ^{210}Pb | 46.52 | 4.05 | 1.999 |
| ^{212}Pb | 238.63 | 43.64 | 4.788 |
| ^{214}Pb | 295.21 | 18.50 | 0.352 |
| | 351.92 | 35.80 | 0.508 |
| ^{214}Bi | 609.31 | 44.79 | 0.297 |
| | 727.18 | 6.64 | 0.342 |
| ^{228}Ac | 911.20 | 26.60 | 0.280 |
| | 968.97 | 16.17 | 0.134 |

The counting time optimization was evaluated by determining the ratio between the net peak area in the sample spectrum (cps) and background radiation of the detection system (cps) for each radionuclide, according to Eq. (1):

$$R_i = \frac{C_{sam,i}}{C_{BG,i}} \quad (1)$$

where

R_i : ratios for radionuclide i .

$C_{sam,i}$: net peak area in the sample spectrum (cps) for radionuclide i .

$C_{BG,i}$: background radiation of the detection system (cps) for radionuclide i .

The preset times of 86,000 s and 150,000 s were used for the measurements and the ratio was obtained for the following lines: 46.52 keV from ^{210}Pb , 238.63 keV from ^{212}Pb , 295.21 and 351.92 keV from ^{214}Pb , 609.31 keV from ^{214}Bi , 727.18 keV from ^{212}Bi and 911.20 and 968.97 keV from ^{228}Ac .

Multichannel Maestro was used for spectrum acquisition and peak net area determination. Background radiation was calculated by the WinnerGamma/Interwinner software, which provides a table of background count rates for each gamma line in the blank samples spectrum and analyses the spectra. Blank samples for background determination were prepared with hyper-pure water. The same

software was used for gamma-ray spectra analysis and to calculate the concentrations and associated uncertainties as well.

The comparison between the counting times for the same sample was done taking into account the difference of uncertainties in the concentrations. The value of 1% in the difference of uncertainties in the concentrations was defined as the most appropriate, and no advantage was observed in increasing the counting time.

The performance of the gamma-ray spectrometry measurements was evaluated by participation in proficiency tests for Brazilian laboratories, organized by Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), which is available on a routine basis three times per year [8].

3. RESULTS AND DISCUSSION

Table 2 shows the ^{210}Pb , ^{212}Pb , ^{214}Pb , ^{212}Bi , ^{214}Bi and ^{228}Ac net peak areas in the spectra obtained from the measurement of the samples.

Table 2: ^{210}Pb , ^{212}Pb , ^{214}Pb , ^{212}Bi , ^{214}Bi and ^{228}Ac net peak areas in the sample spectra ($\times 10^{-3}$ cps).

| Sample | Counting Time (s) | ^{210}Pb | ^{212}Pb | ^{214}Pb | ^{214}Pb | ^{214}Bi | ^{212}Bi | ^{228}Ac | ^{228}Ac |
|--------|----------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| | | 46.52 keV | 238.6 3 keV | 295.2 1 keV | 351.9 2 keV | 609.3 1 keV | 727.1 8 keV | 911.2 0 keV | 969.9 7 keV |
| A | 86.000 | 6.6 | 21.0 | 9.0 | 12.3 | 8.8 | 1.0 | 3.2 | 2.0 |
| | 150,000 | 6.7 | 21.7 | 8.8 | 14.1 | 8.9 | 1.2 | 3.6 | 1.9 |
| B | 86.000 | 4.0 | 12.0 | 4.2 | 6.7 | 3.8 | 0.7 | 2.5 | 1.6 |
| | 150,000 | 4.1 | 12.5 | 3.8 | 6.4 | 4.2 | 0.8 | 2.7 | 1.1 |
| C | 86.000 | 7.7 | 23.5 | 9.7 | 16.5 | 10.8 | 1.2 | 4.1 | 1.8 |
| | 150,000 | 7.6 | 22.2 | 10.0 | 16.1 | 10.3 | 1.0 | 4.2 | 2.4 |

| | | | | | | | | | |
|---|---------|-----|------|-----|------|------|-----|-----|-----|
| D | 86.000 | 8.2 | 25.3 | 9.1 | 15.7 | 11.0 | 1.7 | 4.3 | 2.8 |
| | 150,000 | 8.1 | 25.2 | 9.5 | 16.1 | 10.4 | 1.5 | 4.1 | 2.6 |
| E | 86.000 | 6.1 | 22.9 | 8.2 | 14.1 | 9.7 | 1.4 | 3.8 | 2.4 |
| | 150,000 | 7.3 | 20.3 | 9.0 | 13 | 9.3 | 1.4 | 3.4 | 1.8 |
| F | 86.000 | 7.0 | 22.8 | 8.3 | 13 | 8.9 | 1.2 | 3.7 | 2.0 |
| | 150,000 | 7.1 | 21.6 | 8.4 | 13.4 | 8.9 | 1.0 | 4.0 | 2.0 |
| G | 86.000 | 7.0 | 27 | 7.7 | 15.9 | 10.2 | 1.3 | 4.4 | 2.2 |
| | 150,000 | 7.0 | 26.1 | 8.9 | 15.8 | 10.2 | 1.4 | 4.5 | 2.3 |
| H | 86.000 | 5.9 | 19.9 | 6.5 | 11.4 | 7.2 | 1.3 | 3.3 | 1.2 |
| | 150,000 | 5.7 | 20 | 6.9 | 11.6 | 7.7 | 1.1 | 3.1 | 1.4 |
| I | 86.000 | 5.4 | 35 | 6.2 | 10.5 | 7.2 | 1.7 | 5.0 | 3.3 |
| | 150,000 | 5.3 | 34.5 | 6.4 | 10.9 | 7.3 | 2.1 | 5.2 | 3.2 |

InterWinner software (Interwinner, 2004) was employed in calculating the concentrations and associated uncertainties, for both counting time and energy. Table 3 shows the associated uncertainties in ^{210}Pb , ^{212}Pb , ^{214}Pb , ^{212}Bi , ^{214}Bi and ^{228}Ac concentrations.

Table 3: Uncertainties in concentration, (%), for selected gamma-ray lines from ^{210}Pb , ^{212}Pb , ^{214}Pb , ^{212}Bi , ^{214}Bi and ^{228}Ac .

| Sample | Counting Time (s) | ^{210}Pb | ^{212}Pb | ^{214}Pb | ^{214}Pb | ^{214}Bi | ^{212}Bi | ^{228}Ac | ^{228}Ac |
|--------|----------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| | | 46.52 | 238.6 | 295.2 | 351.9 | 609.3 | 727.1 | 911.2 | 969.9 |
| | | keV | 3 keV | 1 keV | 2 keV | 1 keV | 8 keV | 0 keV | 7 keV |
| A | 86.000 | 19.2 | 7.9 | 8.6 | 7.7 | 8.5 | 29.7 | 11.6 | 16.9 |

| | | | | | | | | | |
|---|---------|------|-----|------|------|------|------|------|------|
| | 150,000 | 16.2 | 7.5 | 8.0 | 7.3 | 7.8 | 20.7 | 10.1 | 15.6 |
| B | 86.000 | 39.8 | 9.9 | 12.9 | 10.1 | 12.7 | 46.9 | 12.0 | 21.9 |
| | 150,000 | 30.8 | 9.1 | 11.2 | 9.1 | 10.5 | 30.4 | 10.5 | 22.3 |
| C | 86.000 | 15.6 | 7.8 | 8.5 | 7.5 | 7.9 | 29.6 | 9.9 | 18.2 |
| | 150,000 | 14.9 | 7.4 | 7.8 | 7.3 | 7.4 | 28.6 | 9.2 | 14.9 |
| D | 86.000 | 15.2 | 7.6 | 8.9 | 7.6 | 7.7 | 22.4 | 10.1 | 16.2 |
| | 150,000 | 14.3 | 7.3 | 8.0 | 7.2 | 7.3 | 17.8 | 8.9 | 15.1 |
| E | 86.000 | 17.9 | 7.8 | 8.7 | 7.8 | 8.3 | 21.9 | 10.3 | 16.5 |
| | 150,000 | 14.9 | 7.6 | 8.0 | 7.4 | 7.7 | 22.6 | 9.7 | 15.3 |
| F | 86.000 | 16.0 | 7.9 | 9.2 | 8.0 | 8.5 | 23.9 | 11.1 | 18.2 |
| | 150,000 | 15.0 | 7.5 | 8.1 | 7.4 | 7.7 | 24.7 | 9.2 | 16.0 |
| G | 86.000 | 19.3 | 7.4 | 8.4 | 7.6 | 8.2 | 22.1 | 10.0 | 16.1 |
| | 150,000 | 15.4 | 7.2 | 7.6 | 7.3 | 7.6 | 23.0 | 8.4 | 15.5 |
| H | 86.000 | 20.6 | 8.4 | 10.3 | 8.3 | 9.5 | 23.0 | 11.8 | 23.8 |
| | 150,000 | 17.9 | 7.8 | 8.5 | 7.6 | 8.1 | 21.5 | 9.9 | 16.4 |
| I | 86.000 | 25.7 | 7.2 | 10.4 | 8.4 | 9.0 | 20.7 | 10.1 | 15.3 |
| | 150,000 | 19.7 | 7.0 | 8.5 | 7.7 | 8.0 | 15.4 | 8.7 | 14.0 |

The results of natural radionuclides concentrations determined in the soil samples, with counting time 86,000 s, ranged as follows: 14.7 to 78.4 Bq kg⁻¹ for ²¹⁰Pb, 18.9 to 67.8 Bq kg⁻¹ for ²¹²Pb, 26.4 to 80.5 Bq kg⁻¹ for ²¹⁴Pb, 23.9 to 85.4 Bq kg⁻¹ for ²¹⁴Bi, 20.4 to 57.8 Bq kg⁻¹ for ²¹²Bi and 28.4 to 55.9 Bq kg⁻¹ for ²²⁸Ac. For the counting time of 150,000 s, obtained ranges were: 16.7 to 60.6 Bq kg⁻¹ for ²¹⁰Pb, 18.2 to 65.9 Bq kg⁻¹ for ²¹²Pb, 26.3 to 76.6 Bq kg⁻¹ for ²¹⁴Pb, 25.8 to 84.0 Bq kg⁻¹ for ²¹⁴Bi,

28.1 to 65.7 Bq kg⁻¹ for ²¹²Bi and 29.0 to 59.5 Bq kg⁻¹ for ²²⁸Ac. The ratio between the net peak area in the sample spectrum (cps) and background radiation of the detection system (cps) for each radionuclide were calculated using equation 1. From the results of the Table 3, the differences of uncertainties in the concentration values for the two counting times (86,000 s and 150,000 s) for each sample were calculated.

For determining of the ratio with the difference of uncertainties in the concentrations of 1% between the two counting times 86.000s and 150,000 s, first-degree equations obtained in the correlation between ratios values and difference of uncertainties in the concentrations values were used. Figure 1 shows the correlation between ratio values (sample and bg in cps) and the difference of uncertainties in the concentration values for the two counting time for each natural radionuclide studied (²¹⁰Pb, ²¹²Pb, ²¹⁴Pb, ²¹²Bi, ²¹⁴Bi and ²²⁸Ac).

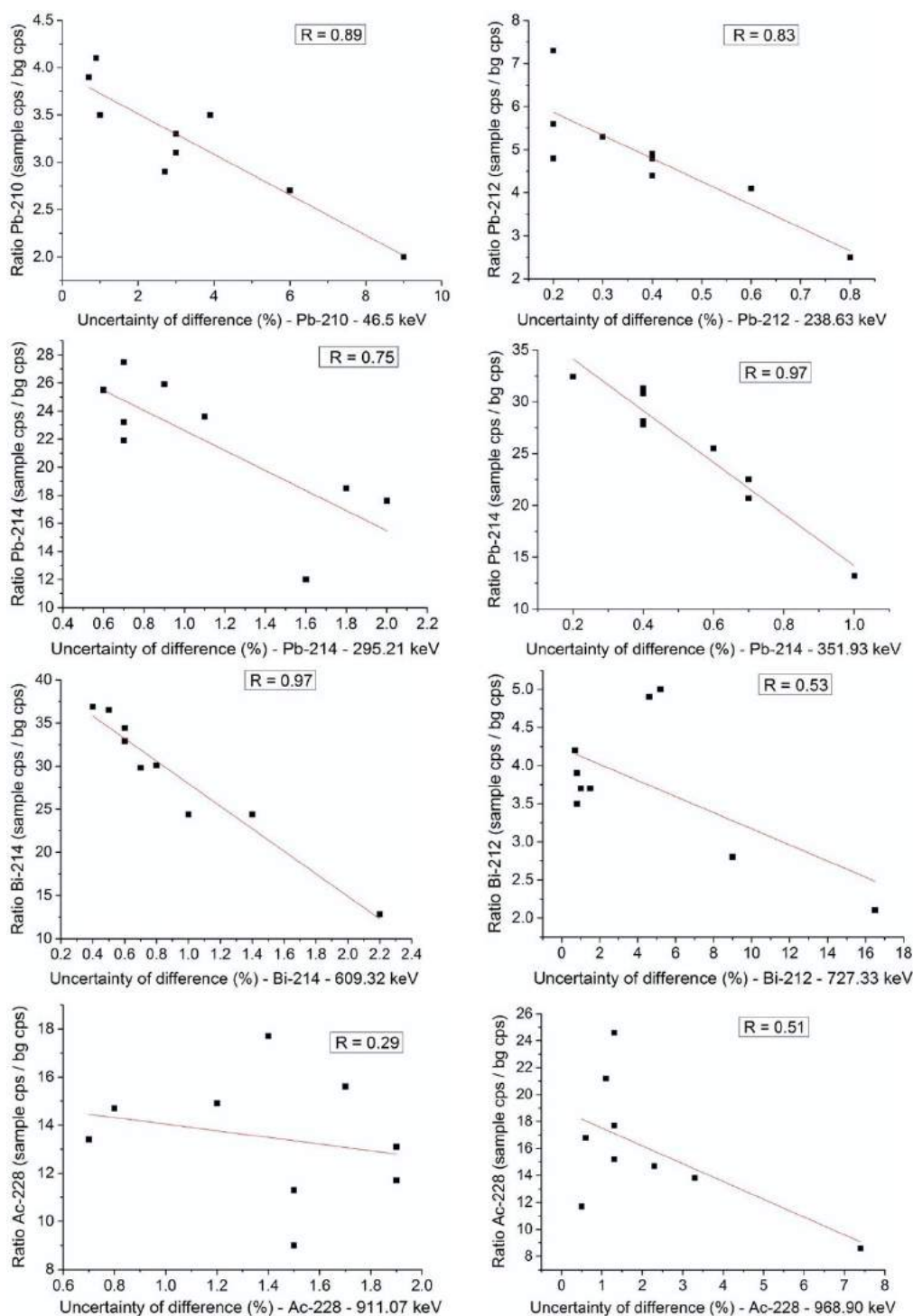


Figure 1: Correlation between ratio values and difference of uncertainties (%) for ^{210}Pb , ^{212}Pb , ^{214}Pb , ^{214}Bi , ^{212}Bi and ^{228}Ac .

A good correlation was observed for the natural radionuclides ^{210}Pb , ^{212}Pb , ^{214}Pb and ^{214}Bi , while ^{212}Bi and ^{228}Ac presented a poor correlation.

Table 4: Ratios R_i as defined in Eq. (1), resulting in uncertainty differences below 1%.

| Radionuclides | Energy (keV) | Ratio, R_i |
|-------------------|--------------|--------------|
| ^{210}Pb | 46.52 | 4 |
| ^{212}Pb | 238.63 | 2 |
| ^{214}Pb | 295.21 | 23 |
| | 351.92 | 14 |
| ^{214}Bi | 609.31 | 28 |
| ^{212}Bi | 727.18 | 4 |
| ^{228}Ac | 911.20 | 14 |
| | 968.97 | 18 |

Table 4 shows the ratio values (R_i) necessary to achieve 1% of the difference uncertainty value, thus being able to interrupt the sample count in the detection system, optimizing the counting time.

The decision for the acceptable difference of uncertainties in the concentration in the two counting times is up to each particular laboratory needs. For the purposes of our laboratory, we understand that, once an uncertainty difference value of 1% is achieved, there is no advantage in increasing the counting time, and thus saving valuable operational time of the detectors.

This implies that, when the R_i values from Table 4 are obtained for a particular counting, the required measuring time has been achieved and the counting can immediately be stopped, thus optimizing the counting time.

4. CONCLUSION

The natural radionuclides usually utilized in high resolution gamma-ray spectrometry for the determination of the ^{238}U decay series are ^{210}Pb , ^{214}Pb and ^{214}Bi , and for the ^{232}Th decay series are

^{212}Pb , ^{212}Bi and ^{228}Ac . This paper aimed to propose an easy and fast method for implementing counting time optimization by using the net peak areas present in the gamma-ray spectra and the corresponding uncertainties, for the particular detection system under study.

The choice of the uncertainty differences and the counting times can be established by each laboratory, in order to reach the best performance of the detection system, in terms of cost/benefit criteria.

The proposed methodology could be useful as a tool for laboratories, dealing with large number of samples on a routine basis, by reducing the counting time and optimizing the use of the detection system, thus improving their performance.

REFERENCES

- [1] GEHRKE, R. J.; DAVIDSON, J. R. Acquisition of quality g-ray spectra with HPGe spectrometers. **Appl. Radiat. Isot**, v. 62, p. 479-499, 2005.
- [2] ODDONE, M.; GIORDANI, L.; GIACOBBO, F.; MARIANI, M.; MORANDI, S. Practical considerations regarding high resolution gamma-spectrometry measurements of naturally occurring radioactive samples. **J. Radioanal. Nucl. Chem**, v. 277, p. 579-585, 2008.
- [3] CURRIE, L. A. Limits for Qualitative Detection and Quantitative Determination. **Anal. Chem**, v. 40, p. 586-592, 1968.
- [4] SHWEIKANI, R.; HASAN, M. Determination of the optimal measurement counting time and detection limit for gamma-ray spectrometry analysis. **Accred. Qual. Assur**, p. 501-504, 2015. Available at: <[http:// http://dx.doi.org/10.1007/s00769-015-1169-5](http://dx.doi.org/10.1007/s00769-015-1169-5)>. Last accessed: 11 Jul. 2019.
- [5] NISTI, M. B.; SANTOS, A. J. G.; PECEQUILO, B. R. S.; MÁDUAR, M. F.; ALENCAR, M. M.; MOREIRA, S. R. D. Fast methodology for time counting optimization in gamma-ray spectrometry based on preset minimum detectable amounts. **J. Radioanal. Nucl. Chem**, v. 281, p. 283-286, 2009.
- [6] Maestro Software. **Maestro for Windows (Emulation software for Gamma Spectroscopy)**. Model A65-B1 Version 3.04, EG&G ORTEC, 1995.

- [7] Interwinner™ 6.0. **MCA Emulation, Data Acquisition and Analysis software for Gamma and Alpha Spectroscopy**. IW-B32 2004. ORTEC. Oak Ridge, TN, USA, 2004.
- [8] TAUHATA, L.; VIANNA, M. E. C.; OLIVEIRA, A. E.; FERREIRA, A. C. M.; CONCEIÇÃO, C. C. S. Metrological capability of the Brazilian laboratories of analyses of radionuclides in environmental samples. **Appl. Radiat. Isot.**, v. 56, p. 409-414, 2002.



Investigação da termoluminescência de alexandrita ($\text{BeAl}_2\text{O}_4:\text{Cr}^{3+}$)

Dardengo^a S. L., Nunes^a M. C. S., Ulsen^b C., Yoshimura^c E. M., Trindade^{a,c} N. M.

^a*Departamento de Física, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo, Rua Pedro Vicente, 625, Canindé, São Paulo, SP, Brasil.*

^b*Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, Laboratório de Caracterização Tecnológica, Av. Professor Mello Moraes, 2373, Cidade Universitária, São Paulo, SP, Brasil.*

^c*Instituto de Física, Universidade de São Paulo, Rua do Matão, 1371, Cidade Universitária, São Paulo, SP, Brasil.*

ntrindade@ifsp.edu.br

RESUMO

O mineral alexandrita ($\text{BeAl}_2\text{O}_4:\text{Cr}^{3+}$) é amplamente encontrado no Brasil e tem sido investigado para o emprego como um detector de radiação ionizante devido as suas propriedades termoluminescentes (TL). A utilização de materiais naturais na área é interessante pelo seu menor custo comparado aos sintéticos, além da possibilidade de atuarem na dosimetria retrospectiva. Diferentes características das curvas TL de sete amostras foram investigadas, como a linearidade, repetibilidade e *fading*. As amostras foram irradiadas com doses entre 0,5 Gy e 5 Gy, utilizando uma fonte beta de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$. A deconvolução da curva de emissão TL por um modelo de cinética de primeira ordem revelou cinco picos nas temperaturas de 355 K, 405 K, 445 K, 530 K e 585 K (taxa de aquecimento de 1 K/s). Os resultados demonstram que a resposta TL é linear com a dose, tem boa repetibilidade e o sinal é estável à temperatura ambiente por até 33 dias de armazenamento após a irradiação. A caracterização química constatou que as amostras utilizadas são predominantemente formadas pela fase alexandrita com uma porção significativa de fases de apatita. Em geral, os resultados das características estudadas mostraram que a alexandrita tem potencial de aplicação na área de dosimetria.

Palavras-chave: alexandrita, mineral, termoluminescência, dosimetria.

ABSTRACT

Alexandrite mineral ($\text{BeAl}_2\text{O}_4:\text{Cr}^{3+}$), that is largely found in Brazil, is being investigated to be used as an ionizing radiation detector due to its thermoluminescent (TL) property. Natural materials to be used as dosimeters have a lower cost than synthetic ones and can be used also in retrospective dosimetry. Different TL characteristics of seven samples were studied, such as linearity, repeatability, and fading. The alexandrite samples were irradiated to doses of 0.5 Gy to 5 Gy using a $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ beta source. The deconvolution of the TL glow curve with a first order kinetic model showed five peaks at 355 K, 405 K, 445 K, 530 K and 585 K (heating rate 1 K/s). The results showed that the TL signal has a linear dose-response with good repeatability and that the signal is stable at room temperature at least till 33 days of storage after irradiation. The chemical microanalysis indicated that samples are predominantly composed of alexandrite grains and a significant content of apatite. In general, the TL results showed some of the desirable characteristics of dosimetric materials, suggesting that natural alexandrite have a potential application in this field.

Keywords: alexandrite, mineral, thermoluminescence, dosimetry.

1. INTRODUÇÃO

O Brasil é considerado o maior fornecedor de alexandrita ($\text{BeAl}_2\text{O}_4:\text{Cr}^{3+}$) no mundo, com as maiores concentrações de jazidas nos estados de Minas Gerais, Bahia e Espírito Santo [1]. Essa gema é uma variedade do mineral crisoberilo (BeAl_2O_4). Uma de suas características é a capacidade de mudança de cor, sendo geralmente verde à luz natural, e vermelho à luz incandescente, fenômeno conhecido na literatura por “efeito alexandrita” [2]. Além disso, no que se refere às aplicações tecnológicas, uma das mais importantes aplicações da alexandrita se dá como meio ativo para laser de estado sólido, sendo primeiramente reportado por Bukin [3], possuindo diversas vantagens com relação a outros lasers, como os de Rubi ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{Cr}^{3+}$) e o Nd-YAG ($\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}:\text{Nd}^{3+}$) [4]. Trabalhos abrangentes sobre as aplicações do laser alexandrita na medicina podem ser encontrados em [5–11]. Apesar dessas aplicações, há uma escassa literatura quando se refere às propriedades luminescentes de alexandrita voltadas ao campo da dosimetria.

Atualmente, há vários grupos de pesquisa no Brasil e no mundo preocupados com o desenvolvimento de materiais para dosimetria, assim como protocolos de utilização desses dosímetros [12]. Tais dosímetros são compostos por materiais detectores sensíveis à radiação, os

quais, após serem submetidos a um estímulo térmico ou óptico, emitem luz com intensidade proporcional à dose de radiação absorvida pelo material [13]. No caso da termoluminescência, ocorre uma emissão termicamente estimulada originada da energia que foi previamente armazenada no cristal durante a irradiação [14,15]. A técnica de termoluminescência, por ser mais antiga, apresenta uma longa trajetória de sucesso, com diversas aplicações em dosimetria das radiações, especialmente na dosimetria pessoal [16]. Há minerais que apresentam características desejadas para dosimetria termoluminescente (TL), como dosimetria de acidentes nucleares, controle de irradiação de alimentos, e datação por luminescência [15,17]. Entre eles, o quartzo [18–20], a calcita [21,22] e o feldspato [17,23] são minerais bem conhecidos; e, recentemente, concluiu-se que o mineral alexandrita ($\text{BeAl}_2\text{O}_4:\text{Cr}^{3+}$) apresenta potencial para uso em dosimetria [24,25].

O potencial da alexandrita como detector de radiação ionizante se deve principalmente a sua composição química, com cerca de 20% de BeO e 80% de Al_2O_3 [26], ambos sendo óxidos já comercializados como dosímetros passivos de estado sólido. O Al_2O_3 é um dosímetro amplamente utilizado pela sua ótima sensibilidade, além de uma resposta linear para doses de até cerca de 10 Gy [13]. O óxido de berílio (BeO) também é um ótimo material dosimétrico, demonstrando uma boa sensibilidade à radiação ionizante e possuindo uma resposta linear para uma grande faixa de variações de dose, além de ter um número atômico efetivo ($Z_{\text{ef}} = 7,2$) próximo ao do tecido humano ($Z_{\text{ef}} \approx 7,6$), sendo assim, utilizado principalmente na dosimetria médica e pessoal [13,27,28]. Outro fator importante, é que a alexandrita pode ser uma alternativa de menor custo em comparação com os materiais crescidos sinteticamente, além de ser amplamente encontrada em território brasileiro.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

As amostras de alexandrita utilizadas nesse trabalho são provenientes do estado da Bahia (Brasil). Preliminarmente, foi realizado um tratamento térmico com um aquecimento de 20 K/min, até uma temperatura máxima de 673 K em um forno mufla (marca EDGCON, modelo 3000) sendo mantida a alexandrita nessa temperatura durante 1 hora para que o efeito da radiação ambiental (resultando no armazenamento de energia) fosse removido. Por se tratar de uma amostra natural e a fim de obter resultados mais homogêneos nas medidas de termoluminescência, optou-se por

cominuir os fragmentos de alexandrita usando um almofariz e pistilo de ágata da marca *Chiarotti* até que toda amostra tivesse granulação menor que 0,35 mm, controlada por peneiramento a seco. Os instrumentos utilizados foram devidamente higienizados com álcool isopropílico para que não houvesse contaminação entre as amostras. Para a realização das medidas de termoluminescência, o pó foi separado em 7 amostras, de forma que todos tivessem uma massa semelhante em cada experimento. As amostras foram denominadas Q_i ($i = 1, 2, 3, \dots, 7$).

Nas medidas de termoluminescência foi utilizado o leitor comercial Risø (modelo DA-20). O sistema possui uma fonte radioativa beta de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (10 mGy/s). Todos os experimentos foram realizados com uma máscara óptica de 5 mm de diâmetro e filtro UV Hoya U-340 (7,5 mm de espessura).

As medidas de termoluminescência foram realizadas a uma taxa de aquecimento de 1 K/s. Os experimentos foram divididos da seguinte maneira:

- ✓ *T_M - T_{STOP}* : Os principais picos foram caracterizados utilizando o método T_M - T_{STOP} proposto por McKeever [29], que consiste em verificar a quantidade, bem como a posição de picos individuais presentes em curvas TL complexas. Para realizar essa caracterização, a amostra Q_6 previamente irradiada com 5 Gy foi aquecida ($\beta = 1$ K/s) até uma temperatura T_{STOP} , sendo rapidamente resfriada até a temperatura ambiente. Então, a amostra foi rea aquecida para verificar a curva TL restante. A partir dessa curva, a posição de temperatura do primeiro pico T_M é verificada. Esse processo foi repetido diversas vezes, para valores crescentes de T_{STOP} em intervalo de 10 K, entre as temperaturas 443 a 673 K. Para a análise, foi feito um gráfico de T_M por T_{STOP} , de forma que as posições de temperatura dos principais picos pudessem ser observadas.
- ✓ *Dose-resposta*: As amostras Q_2 a Q_5 foram posicionadas arbitrariamente nos *cups* do leitor Risø. Foram primeiramente tomadas as medidas do *background* (aquecimento sem irradiação prévia). Então, as amostras foram irradiadas com dose beta, variando de 0,5 a 5 Gy. As leituras TL foram realizadas na faixa de temperaturas entre 300 e 800 K. O objetivo principal desse experimento foi verificar se há relação de linearidade entre as doses fornecidas e o sinal TL resultante.
- ✓ *Repetibilidade*: Para esse experimento, a amostra Q_7 foi utilizada. Foram realizadas 5 me-

didadas com a mesma dose beta de 1 Gy. Por se tratar de uma amostra natural, o objetivo principal desse experimento foi verificar qual seria o grau de confiabilidade dos resultados das medidas de termoluminescência.

- ✓ *Fading*: Nesse experimento, a amostra Q_i foi irradiada com dose beta de 5 Gy, e após 2 e 33 dias (independentemente) a leitura TL foi realizada. Esse resultado foi comparado com a integral da curva TL obtida imediatamente após a exposição à radiação ionizante, a fim de compreender a estabilidade do sinal TL (picos mais intensos) da alexandrita natural.

Na Tabela 1 está um resumo, por amostra, em quais procedimentos essas foram utilizadas.

Tabela 1: Amostras Q_i relacionadas aos procedimentos listados.

| Amostra | Procedimento | Massa (10^{-2} g) |
|----------------|-----------------------------------|----------------------|
| Q ₁ | <i>Fading</i> | (2,7 ± 0,1) · |
| Q ₂ | Dose-resposta | (2,5 ± 0,1) |
| Q ₃ | Dose-resposta | (2,5 ± 0,1) |
| Q ₄ | Dose-resposta | (2,5 ± 0,1) |
| Q ₅ | Dose-resposta | (2,5 ± 0,1) |
| Q ₆ | T _M -T _{STOP} | (2,4 ± 0,1) |
| Q ₇ | Repetibilidade | (3,3 ± 0,1) |

Para a análise das curvas TL, foi utilizado o software GlowFit [30], desenvolvido para a plataforma MS Windows, programado na linguagem C++. O software faz a deconvolução das curvas a partir dos dados experimentais, considerando os parâmetros de taxa de aquecimento e número de picos presentes. A deconvolução é baseada no modelo matemático de Randall & Wilkins (1945) [31], que descreve curvas TL que seguem o mecanismo cinético de primeira ordem. O software ainda fornece informações como posições, intensidades, áreas e energias dos picos TL [30]. A qualidade desses ajustes é verificada pelo parâmetro *figure of merit* (FOM). De acordo com a literatura [32–35], o parâmetro FOM é considerado bom quando menor do que 5%.

Algumas partículas da amostra analisada foram caracterizadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV), com sistema de microanálise química por dispersão de energia (EDS); as amostras foram embutidas em resina epóxi, polidas e posteriormente recobertas com carbono para torná-

las condutora de eletricidade (condição necessária para análise ao MEV). Foi utilizado em equipamento de MEV marca LEO, modelo Stereoscan 440, com espectrômetro de raios X por dispersão de energia (EDS) INCA, marca Oxford, com detector de Si. A rotina de trabalho compreendeu a coleta de imagens com detector de elétrons retroespalhados (BSE) e a seleção de pontos ou áreas para microanálise química semi-quantitativa por EDS, para a caracterização composicional.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na metodologia de análise dos resultados foram avaliadas curvas TL de diferentes amostras (Q_2 a Q_5) para a dose de 5 Gy (Figura 1a). Com o objetivo de realizar as análises com o *GlowFit* com uma maior qualidade, foram utilizadas médias das curvas experimentais, obtendo a curva TL apresentada na Figura 1b.

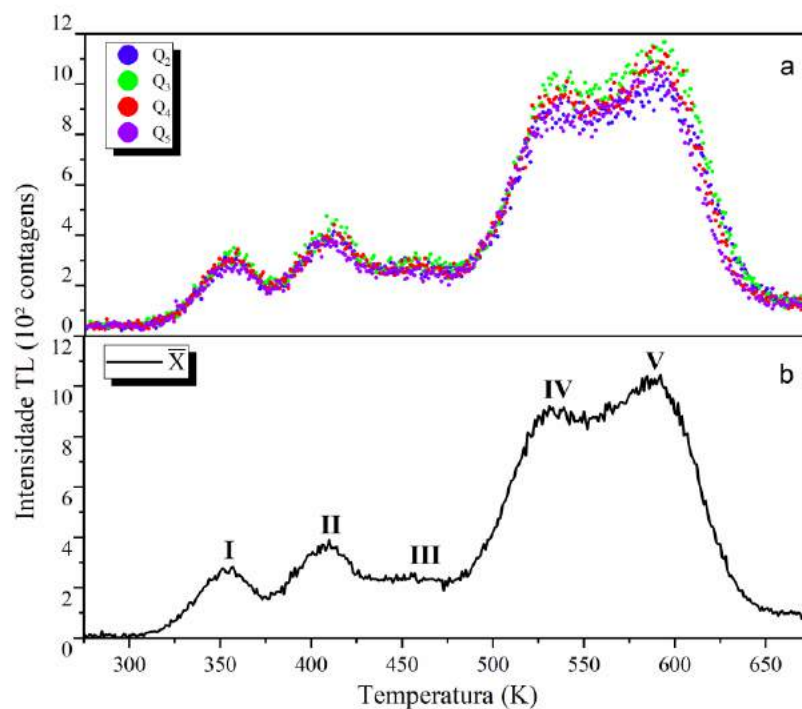


Figura 1: (a) Curvas experimentais para as amostras Q_2 a Q_5 ; (b) Curva média das curvas experimentais, irradiadas com dose beta de 5 Gy.

Na Figura 1, é possível observar a presença de 5 picos termoluminescentes para alexandrita, localizados nas posições de temperatura 355 K (pico I), 405 K (pico II), 445 K (pico III), 535 K (pico IV) e 585 K (pico V), valores próximos aos observados da literatura [24,25,36]. Ainda na Fi-

gura 1a, apesar de apresentar alguns ruídos nas curvas experimentais, é possível observar que os sinais TL das quatro amostras analisadas têm valores muito próximos, resultando numa média dos pontos experimentais apresentado na Figura 1b. Para fins de aplicações dosimétricas, nesse trabalho a análise é feita nos picos mais intensos e estáveis, denominados IV e V. Os parâmetros analisados nas curvas TL foram linearidade, repetibilidade e *fading*.

Primeiramente, com o objetivo de caracterizar detalhadamente a natureza da curva de emissão, assim como verificar a ordem cinética, o método T_M-T_{STOP} (Figura 2a) foi realizado com foco nos picos denominados IV e V. O método T_M-T_{STOP} foi realizado na amostra Q_6 utilizando dose beta de 5 Gy e intervalo de T_{STOP} de 10 K, sendo pré-aquecida de 443 a 673 K. Foram obtidas 15 curvas residuais, resultando no gráfico da Figura 2a. O gráfico T_M-T_{STOP} também demonstra que existem 2 picos distintos que compõe o trecho da curva estudado, como pode ser visto na Figura 2b.

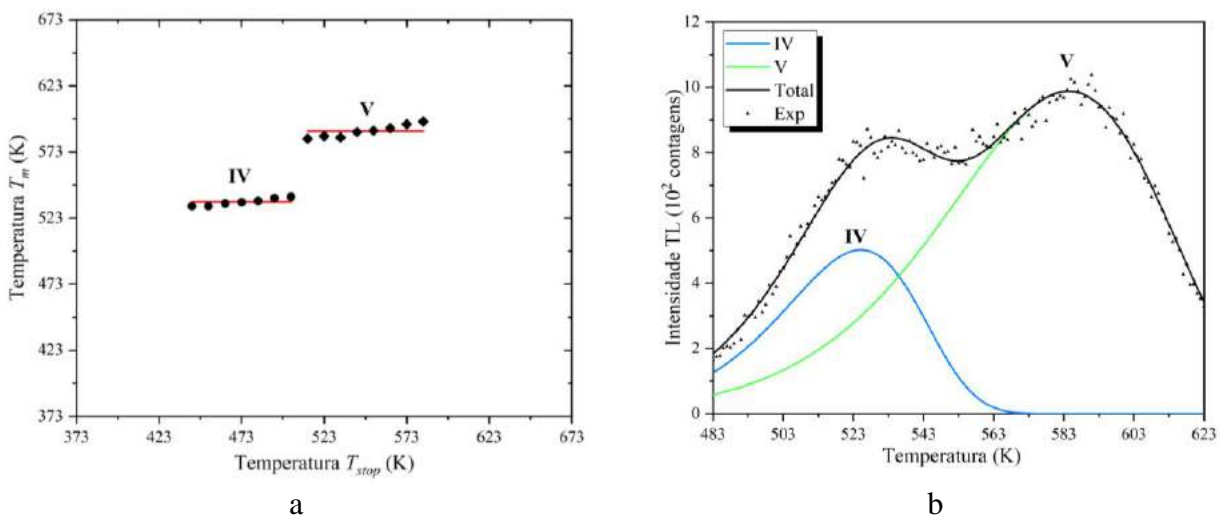


Figura 2: (a) Resultado do T_M-T_{STOP} de 15 curvas residuais para dose beta de 5 Gy. (b) Picos dosimétricos ajustados a partir dos intervalos obtidos no T_M-T_{STOP} (curva residual de $T_{STOP} = 483$ K), com parâmetro $FOM = 4,01\%$.

Os resultados T_M-T_{STOP} mostraram que a média da posição de temperatura do pico IV foi de $535,1 \pm 2,7$ K, e para o pico V foi de $588,7 \pm 4,7$ K. O perfil de “degraus” observado na Figura 2a é coerente com o modelo que descreve diversos picos TL com o mecanismo cinético de primeira ordem [14]. Portanto, a partir desses dados, as análises da curva TL, utilizando o software *Glowfit*, foram baseadas na deconvolução da curva com dois picos, conforme mostrado na Figura 2b.

O experimento de *dose-resposta* consistiu em observar o comportamento das curvas TL obtidas da alexandrita em relação às variações de doses recebidas pelas amostras. As curvas TL foram obtidas para doses entre 0,5 e 5 Gy. O resultado pode ser observado na Figura 3a. Com o ajuste de curvas do *GlowFit*, foi possível obter as temperaturas (T_M) referentes a cada um dos picos, resultado apresentado na Figura 3b.

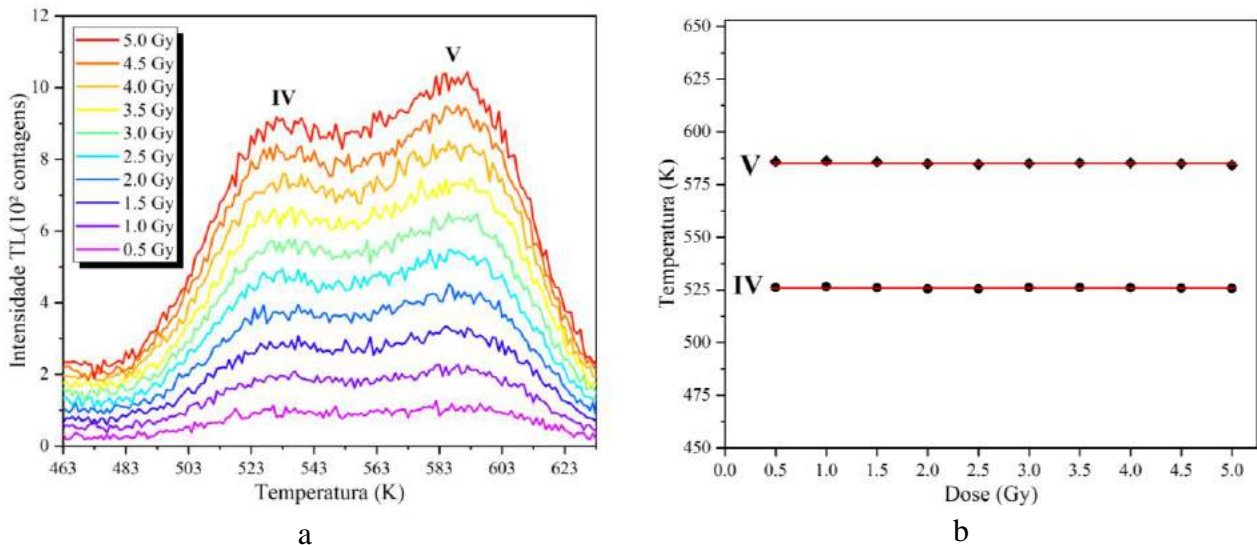


Figura 3: (a) Variação da intensidade das curvas TL experimentais para doses beta (0,5-5 Gy). (b) Posição dos picos em função da dose.

Observou-se que o parâmetro *figure of merit* (FOM) para as curvas TL atenderam a um bom ajuste, estando próximo ou abaixo de 5% [32–35]. Também foram obtidos, pelo software *GlowFit*, as energias de ativação E , e o fator frequência s para cada um dos picos ajustados em função da dose. O valor médio e o desvio padrão dos dados obtidos são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Média dos valores de energia (E) e fator de frequência (s) obtido a partir das curvas TL em função da dose (0,5 - 5 Gy).

| Pico | E (eV) | s (s^{-1}) |
|------|-------------------|--------------------------------|
| IV | $1,130 \pm 0,018$ | $(3,2 \pm 1,1) \times 10^{13}$ |
| V | $0,828 \pm 0,014$ | $(3,8 \pm 1,4) \times 10^9$ |

No experimento *dose-resposta*, é possível observar que conforme há o aumento da dose, a curva TL apresenta um aumento da área total, como pode ser visto na Figura 3a. Também é possível ob-

servar, na Figura 3b, que os valores de T_M são aproximadamente constantes em função da dose, portanto, reforçando que os picos TL (IV e V) da alexandrita obedecem a um mecanismo cinético de primeira ordem. Na Tabela 3, é possível observar que o fator frequência s para o pico V está abaixo do fator de vibração da rede cristalina estimado, que seria entre 10^{12} e 10^{14} [37]. De acordo com Chen e colaboradores [38], uma das possíveis razões para que essa diferença ocorra se dá quando as curvas ajustadas através de um método numérico, como o *GlowFit*, são realizadas para picos muito próximos uns dos outros, gerando um aparente valor anômalo para s . De fato, os picos IV e V são picos muito próximos, havendo em parte uma sobreposição entre eles.

Também foram analisadas as integrais de cada pico em função da dose de radiação, apresentadas na Figura 4. Os dados da linearização estão na Tabela 3.

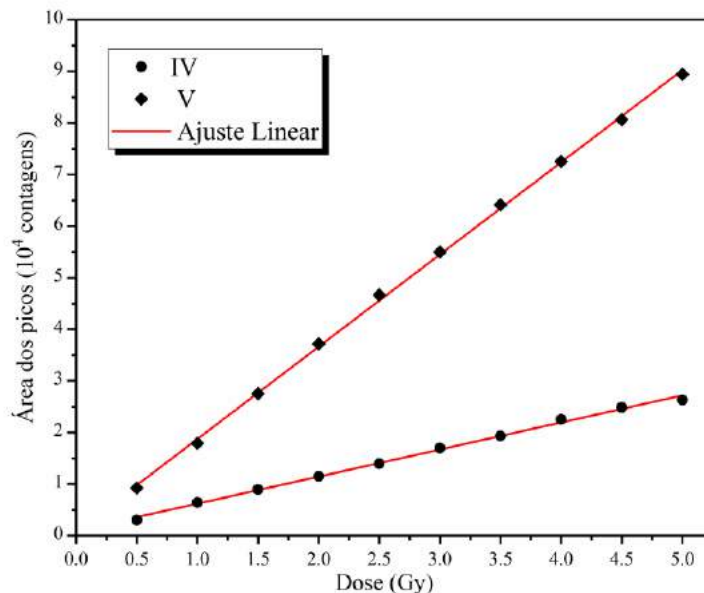


Figura 4: Integrais dos picos TL para as curvas médias ajustadas das amostras Q_2 a Q_5 .

Tabela 3: Ajuste linear da dose-resposta quanto aos parâmetros b (coeficiente linear), a (coeficiente angular) e R^2 (coeficiente de determinação).

| Picos | $b \cdot (10^2 \text{ contagens})$ | $a \cdot (10^3 \text{ contagens Gy}^{-1})$ | R^2 |
|-------|------------------------------------|--|---------|
| IV | $9,6 \pm 3,1$ | $5,25 \pm 0,10$ | 0,99708 |
| V | $8,6 \pm 5,0$ | $17,88 \pm 0,16$ | 0,99934 |

A Figura 4 mostrou que o sinal TL possui relação linear com a dose de radiação beta, observado

pelos coeficientes de determinação R^2 próximos de 1, para as áreas tanto dos picos IV, como o V. Esse fator mostra que a linearidade da dose-resposta na faixa de 0,5 Gy a 5 Gy é satisfatória, o que caracteriza uma das qualidades desejadas para a aplicação do material na área da dosimetria.

A partir das áreas de cada pico TL, obtido pelo software *GlowFit*, foi feita uma análise estatística da *repetibilidade* observando a média, o desvio padrão e o coeficiente de variação entre as medidas, resultando na construção do gráfico na Figura 5, assim como a Tabela 4 contendo análises desses resultados.

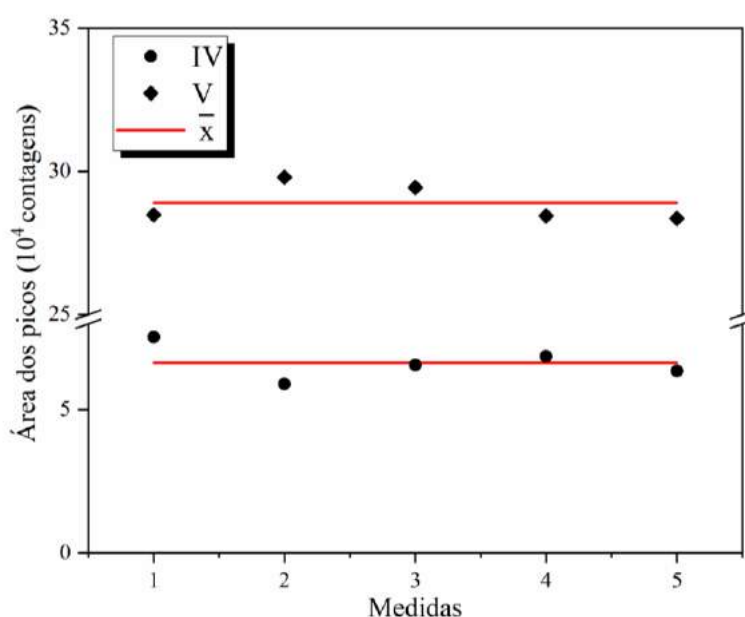


Figura 5: Gráfico da repetibilidade do sinal TL, sendo que os pontos são as integrais dos picos TL (IV e V); e a linha contínua é a média aritmética simples dos dados obtidos para cada um dos picos TL.

Tabela 4: Dados da repetibilidade obtidos quanto a média das integrais para as 5 medidas (\bar{x}), o desvio padrão (σ) e o coeficiente de variação (CV).

| Dados | \bar{x} | σ | CV (%) |
|-------|--------------------|--------------------|--------|
| IV | $6,64 \times 10^3$ | $5,45 \times 10^2$ | 8,20 |
| V | $2,89 \times 10^4$ | $5,92 \times 10^2$ | 2,05 |

No experimento de *repetibilidade*, é possível observar que os picos TL tiveram um valor aproximadamente constante independentemente do número de medidas. É importante mencionar que o

valor da intensidade para esses resultados (dose beta de 1 Gy) é maior em relação às medidas observadas na Figura 4, pois a amostra utilizada no experimento de repetibilidade tem uma massa consideravelmente maior (Tabela 1) do que as utilizadas na análise dose-resposta. Os resultados na Tabela 4 demonstraram um valor baixo para o coeficiente de variação para os picos, portanto, conclui-se que os valores das áreas das curvas TL demonstram ser reproduzíveis, para medidas realizadas sob as mesmas condições.

O experimento do *fading* foi realizado utilizando a amostra Q_1 , com um tempo de armazenamento em temperatura ambiente de 0 min., 2 dias e 33 dias, mostrado na Figura 6. Para as irradiações, foi utilizada uma dose beta de 5 Gy. As curvas foram ajustadas no *GlowFit*, então os valores das áreas dos picos IV e V foram obtidos e normalizados em relação a curva obtida imediatamente após a exposição à radiação ionizante (Tabela 6).

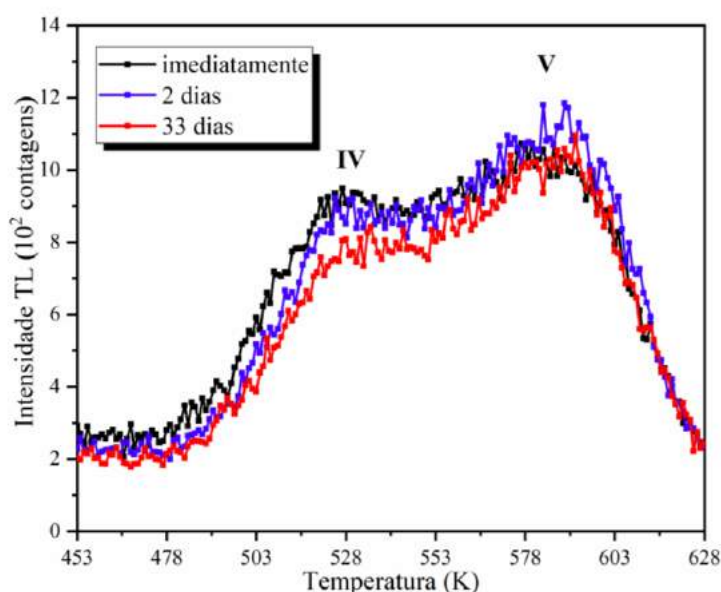


Figura 6: Gráfico de *fading* do sinal TL realizado após o período de até 33 dias com radiação ionizante prévia de 5 Gy.

Tabela 5: Normalização da integral dos picos dosimétricos para diferentes períodos de armazenamento (*fading*), com a perda em % do sinal TL em relação a medida imediata após a exposição à radiação beta (5 Gy).

| Dados | 2 dias (%) | 33 dias (%) |
|-------|------------|-------------|
| IV | 0,00 | 7,46 |
| V | 0,00 | 6,12 |

Quanto ao *fading* do sinal TL (Figura 6) nota-se que os picos IV e V obtiveram um decaimento mais relevante apenas para o período de 33 dias, conforme mostra a Tabela 5. Ainda assim, o *fading* ficou abaixo de 10 % do sinal TL inicial e muito próximos das variações obtidas por repetibilidade (Tabela 4). Portanto, os resultados de repetibilidade e *fading*, indicam que, no geral, os picos IV e V mantêm e reproduzem o sinal luminescente, propriedade desejável para um material dosimétrico [39].

Complementarmente, a alexandrita foi caracterizada por MEV-EDS. Na amostra preparada com a resina epóxi, as medidas foram tomadas para duas regiões distintas de sua superfície, mostradas na Figura 7. A partir da imagem resultante das regiões A e B, foram analisados dois espectros de microanálise química (EDS), escolhendo pontos em diferentes grãos ou fases para a análise. A composição química semiquantitativa determinada por MEV-EDS estão dispostos nas Tabela 6 (região A) e Tabela 7 (região B).

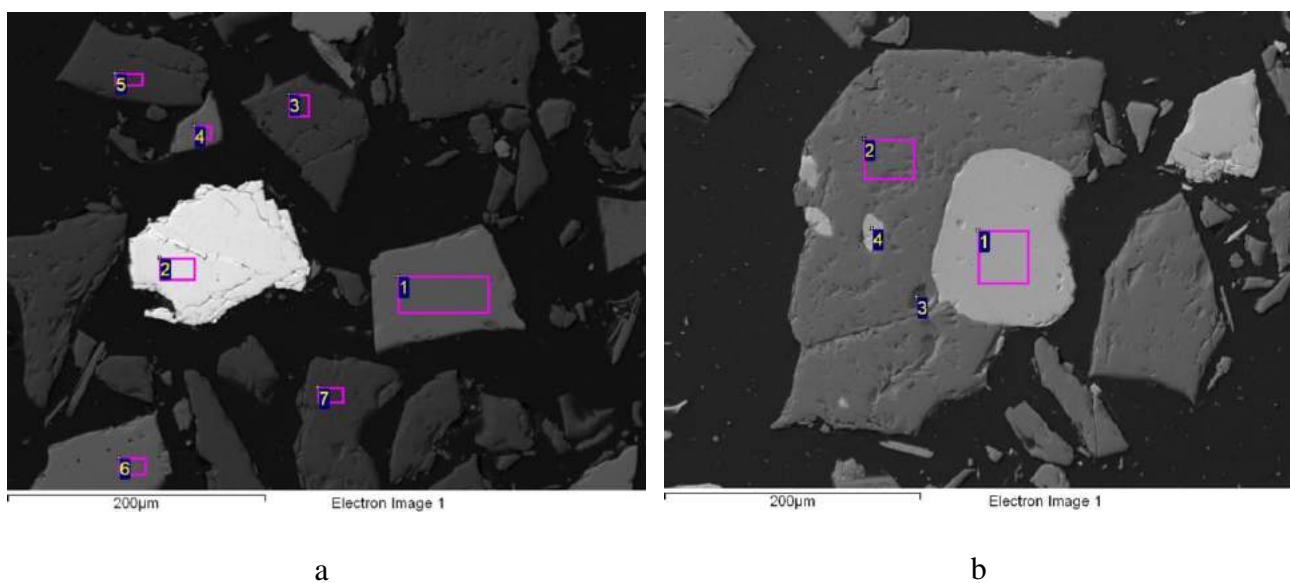


Figura 7: Microscopia eletrônica de varredura da região (a) A e (b) B.

Tabela 6: Resultados do EDS para a região A, em wt%.

| Pontos | O | F | Na | Al | Si | P | Ca | Ti | Cr | Fe | Nb | Ta | U | Total | Be* |
|--------|------|-----|-----|------|-----|------|------|-----|------|------|------|------|-----|-------|-----|
| 1 | 41,4 | 3,7 | -- | -- | -- | 18,2 | 36,6 | -- | -- | -- | -- | -- | -- | 100,0 | -- |
| 2 | -- | -- | 0,7 | -- | 2,4 | -- | 11,8 | 2,2 | -- | 1,4 | 13,8 | 27,8 | 6,1 | 66,4 | -- |
| 3 | 50,0 | -- | -- | 41,2 | -- | -- | -- | -- | 0,93 | 1,02 | -- | -- | -- | 93,2 | 6,8 |
| 4 | 40,7 | 4,4 | -- | -- | -- | 18,3 | 36,6 | -- | -- | -- | -- | -- | -- | 100,0 | -- |
| 5 | 49,6 | -- | -- | 41,9 | -- | -- | -- | -- | 0,8 | 1,3 | -- | -- | -- | 93,5 | 6,5 |
| 6 | 40,2 | 4,3 | -- | -- | -- | 18,4 | 37,1 | -- | -- | -- | -- | -- | -- | 100,0 | -- |
| 7 | 49,2 | -- | -- | 42,4 | -- | -- | -- | -- | 1,5 | 1,1 | -- | -- | -- | 94,1 | 5,9 |

*Berílio foi estimado a partir da diferença do valor total (100%).

Tabela 7: Resultados do EDS para a região B, em wt%.

| Pontos | O | F | Al | P | Ca | Cr | Fe | Total | Be* |
|--------|------|-----|------|------|------|-----|-----|-------|-----|
| 1 | 41,0 | 4,2 | -- | 18,2 | 36,6 | -- | -- | 100,0 | -- |
| 2 | 49,4 | -- | 42,5 | -- | -- | 0,9 | 1,2 | 93,9 | 6,1 |
| 3 | 46,5 | -- | 51,2 | -- | -- | 0,8 | 1,4 | 99,9 | 0,1 |
| 4 | 39,7 | 4,5 | -- | 18,5 | 37,4 | -- | -- | 100,0 | -- |

*Berílio foi estimado a partir da diferença do valor total (100%).

De maneira geral, nas observações no MEV-EDS, o pó de alexandrita utilizado apresentou distribuição homogênea dos grãos. Na região A (Figura 7a) é possível observar uma predominância de grãos caracterizados como alexandrita nos pontos 3, 5 e 7. Também existem grãos de apatita nos pontos 1, 4 e 6, enquanto o ponto 2 não foi identificado. A região B (Figura 7b) possui formação semelhante à região A, com predominância de fases de alexandrita (pontos 2 e 3) e algumas fases contendo apatita (pontos 1 e 4). Dessa forma, é possível observar que, de fato, as amostras trituradas são constituídas predominantemente por alexandrita. As fases de alexandrita também possuem composições semelhantes quanto a porcentagem dos elementos, com exceção do ponto 3 na região B. Nesse caso, por se tratar de uma região muito pequena em relação ao diâmetro do feixe de elétrons, a composição química apresentada reflete também a composição do entorno. Apesar de se tratar de uma análise semiquantitativa, foi identificada a presença do Cr e do Fe em todas as fases de alexandrita, sendo esses, elementos importantes e responsáveis por muitas das propriedades ópticas [2,4,36,40] e elétricas [41] observadas nesse material.

4. CONCLUSÃO

Neste trabalho foram investigadas as características termoluminescentes do mineral $\text{BeAl}_2\text{O}_4:\text{Cr}^{3+}$, sendo sua curva TL caracterizada por 5 picos, com suas temperaturas localizadas em 355 K (pico I), 405 K (pico II), 445 K (pico III), 530 K (pico IV) e 585 K (pico V). Este trabalho teve como foco os picos IV e V por serem mais intensos e estáveis (altas temperaturas). Com a verificação pelo método T_M-T_{STOP} , e pela constância das temperaturas de pico com a dose absorvida, foi possível conferir que os picos IV e V da alexandrita seguem o mecanismo cinético de primeira ordem. Isso permitiu a utilização do software *GlowFit*, para a deconvolução da curva TL experimental, sendo então feita uma análise mais detalhada dos parâmetros dos picos TL. Foram obtidos a energia de ativação $E_{IV} = 1,130 \pm 0,018$ eV e $E_V = 0,828 \pm 0,014$ eV, e o fator frequência (s) na ordem de 10^{13} s^{-1} para o pico IV e 10^9 s^{-1} para o pico V. Para a variação de doses de 0,5 Gy a 5 Gy, a alexandrita apresentou uma boa linearidade no sinal TL de ambos os picos em função da dose, sendo o coeficiente de determinação R^2 próximo de 1. Também foi verificada a boa repetibilidade para medidas realizadas sob as mesmas condições, tendo sido obtido um $CV < 10\%$ para ambos os picos TL (IV e V). Os mesmos picos também tiveram um desvanecimento (*fading*) $< 10\%$ no período de armazenamento de 33 dias, demonstrando que os picos IV e V são estáveis à temperatura ambiente. É provável que os picos de emissão TL estejam relacionados à presença das impurezas como Cr^{3+} e Fe^{3+} , observados na caracterização química no mineral, e que são os principais responsáveis pelas propriedades ópticas e elétricas desse material. Em geral, os resultados TL mostraram algumas das características desejáveis dos materiais dosimétricos, sugerindo que a alexandrita tem potencial para aplicação nessa área.

AGRADECIMENTOS

S. L. Dardengo (#2018/22179-6), M. C. S. Nunes (#2018/16894-4) e N. M. Trindade (#2019/05915-3) agradecem a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP). E. M. Yoshimura é agradecida ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), #306843/2018-8, e à FAPESP, #2018/05982-0. Este trabalho foi parcialmente apoiado

pelo Laboratório de Caracterização Tecnológica da USP (LCT-USP), no qual agradecemos os geólogos Marco Timich e Renato Contessotto.

REFERÊNCIAS

- [1] PETERSEN JÚNIOR, K. J.; SCHULTZ-GÜTTLER, R. A. **Alexandrita no município de Minaçu, Goiás: Mineralogia, Geologia e considerações genéticas**. Dissertação (Mestrado em Mineralogia e Petrologia) - Instituto de Geociências, Universidade de São Paulo. São Paulo, 186 p. 1998.
- [2] SCALVI, R. M. F. **Relaxação dipolar elétrica fotoinduzida em alexandrita sintética e natural**. Tese (Doutorado em Ciência e Engenharia de Materiais). Ciência e Engenharia de materiais - Universidade de São Paulo. São Carlos, SP. 154 p. 2000.
- [3] BUKIN, G. V. Optical generation in alexandrite ($\text{BeAl}_2\text{O}_4:\text{Cr}^{3+}$). **Kvant Tovaya Electronika**, v. 5, p. 1168–1169, 1978.
- [4] TRINDADE, N. M.; SCALVI, R. M. F. **Investigação das propriedades ópticas e elétricas em alexandrita natural e sintética**. Dissertação (Mestrado em Ciência e Tecnologia de Materiais). Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”. Bauru, SP. 175 p. 2009.
- [5] TOOSI, S. et al. Treatment of trichostasis spinulosa with a 755-nm long-pulsed alexandrite laser. **Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology**, v. 24, n. 4, p. 470–473, 2010.
- [6] IBRAHIMI, O. A. et al. Laser hair removal. **Dermatologic Therapy**, v. 24, n. 1, p. 94–107, 2011.
- [7] NILFOROUSHZADEH, M. A. et al. Comparison Between Sequential Treatment With Diode and Alexandrite Lasers Versus Alexandrite Laser Alone in the Treatment of Hirsutism. **J Drugs Dermatol.**, v. 10, n. 11, p. 1255–1259, 2011.
- [8] LI, Y. et al. Q-switched alexandrite laser treatment of facial and labial lentigines associated with Peutz–Jeghers syndrome. **Photodermatology, Photoimmunology & Photomedicine**, v. 28, n. 4, p. 196–199, 2012.
- [9] WANG, Y.; QIAN, H.; LU, Z. Treatment of café au lait macules in Chinese patients with a Q-switched 755-nm alexandrite laser. **Journal of Dermatological Treatment**, v. 23, n. 6, p. 431–436,

2012.

- [10] KIM, Y. K. et al. Therapeutic efficacy of long-pulsed 755-nm alexandrite laser for seborrheic keratoses. **Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology**, v. 28, n. 8, p. 1007–1011, 2014.
- [11] MALÍČKOVÁ, I. et al. Laser effect in the optical luminescence of oxides containing Cr. **Acta Geologica Slovaca**, v. 10, n. 1, p. 27–34, 2018.
- [12] LALIC, S. S. et al. Novos materiais dosimétricos para aplicações em física médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 13, n. 1, p. 10, 2019.
- [13] YUKIHARA, E. G.; MCKEEVER, S. W. S. **Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications**. West Sussex: UK: John Wiley and Sons, 2011.
- [14] MCKEEVER, S. W. S. **Thermoluminescence of Solids**. Cambridge: Cambridge University Press, 1985.
- [15] KALITA, J. M.; WARY, G. **Thermoluminescence properties of minerals and their application**. Saarbrücken, Germany: LAP LAMBERT Academic Publishing, 2016.
- [16] SOUZA, S.; YAMAMOTO, T.; D'ERRICO, F. **Estado da arte em dosimetria do estado sólido**. International Joint Conference RADIO 2014. Anais... Gramado: 2014
- [17] CORRECHER, V. et al. Luminescence characterization of a sodium-rich feldspar. **Radiation Effects & Defects in Solids**, v. 162, n. 10–11, p. 709–714, 2007.
- [18] KIBAR, R. et al. Luminescent, optical and color properties of natural rose quartz. **Radiation Measurements**, v. 42, n. 10, p. 1610–1617, 2007.
- [19] OGUNDARE, F. O.; CHITHAMBO, M. L. Thermoluminescence kinetic analysis of quartz with a glow peak that shifts in an unusual manner with irradiation dose. **Journal of Physics D: Applied Physics**, v. 40, n. 1, p. 247–253, 2007.
- [20] PREUSSER, F. et al. Quartz as a natural luminescence dosimeter. **Earth-Science Reviews**, v. 97, n. 1, p. 184–214, 2009.
- [21] ABDEL-RAZEK, Y. A. Thermoluminescence dosimetry using natural calcite. **Journal of Taibah University for Science**, v. 10, n. 2, p. 286–295, 2016.
- [22] LIMA, J. F. DE; VALERIO, M. E. G.; OKUNO, E. Thermally assisted tunneling: An alternative model for the thermoluminescence process in calcite. **Physical Review B**, v. 64, n. 1, p. 14105, 2001.

- [23] PANDYA, A.; VAIJAPURKAR, S. G.; BHATNAGAR, P. K. Radiation dosimetry by potassium feldspar. **Bulletin of Materials Science**, v. 23, n. 2, p. 155–158, 2000.
- [24] TRINDADE, N. M. et al. Thermoluminescence and radioluminescence of alexandrite mineral. **Journal of Luminescence**, v. 206, 2019.
- [25] TRINDADE, N. M.; KAHN, H.; YOSHIMURA, E. M. Thermoluminescence of natural $\text{BeAl}^2\text{O}^4\text{:Cr}^{3+}$ Brazilian mineral: Preliminary studies. **Journal of Luminescence**, v. 195, 2018.
- [26] IVANOV, V. Y. et al. Electronic excitations in BeAl_2O_4 , Be_2SiO_4 , and $\text{Be}_3\text{Al}_2\text{Si}_6\text{O}_{18}$ crystals. **Physics of the Solid State**, v. 47, n. 3, p. 466–473, 2005.
- [27] GROppo, D. P.; CALDAS, L. V. E. Luminescent response from BeO exposed to alpha, beta and X radiations. **Radiation Measurements**, v. 71, n. Supplement C, p. 81–85, 2014.
- [28] AZORIN NIETO, J. Present status and future trends in the development of thermoluminescent materials. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 117, p. 135–142, 2016.
- [29] MCKEEVER, S. W. S. On the analysis of complex thermoluminescence. Glow-curves: Resolution into individual peaks. **physica status solidi (a)**, v. 62, n. 1, p. 331–340, 1980.
- [30] PUCHALSKA, M.; BILSKI, P. GlowFit—a new tool for thermoluminescence glow-curve deconvolution. **Radiation Measurements**, v. 41, n. 6, p. 659–664, 2006.
- [31] RANDALL, J. T.; WILKINS, M. H. F. Phosphorescence and electron traps - I. The study of trap distributions. **Proceedings of the Royal Society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences**, v. 184, n. 999, p. 365, 1945.
- [32] SHARMA, B. A.; SINGH, T. B.; GARTIA, R. K. Critical evaluation of goodness of fit of computerised glow curve deconvolution. **Indian Journal of Pure & Applied Physics**, v. 42, p. 492–497, 2004.
- [33] PRADHAN, A. S. et al. TL glow curve shape and response of LiF:Mg,Cu,Si —Effect of heating rate. **Radiation Measurements**, v. 43, n. 2–6, p. 361–364, Feb. 2008.
- [34] DELICE, S.; BULUR, E.; GASANLY, N. M. Anomalous heating rate dependence of thermoluminescence in $\text{Tl}_2\text{GaInS}_4$ single crystals. **Journal of Materials Science**, v. 49, n. 24, p. 8294–8300, Dec. 2014.
- [35] GINTHER, R. J.; KIRK, R. D. The Thermoluminescence of $\text{CaF}_2\text{:Mn}$. **Journal of The Electrochemical Society**, v. 104, n. 6, p. 365, Jun. 1957.
- [36] FERRAZ, G. M. et al. TL, EPR and Optical Absorption Studies on Natural Alexandrite

Compared to Natural Chrysoberyl. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 100, n. 1–4, p. 471–474, 2002.

[37] YUKIHARA, E. G.; OKUNO, E. **Desvendando a cor e a termoluminescência do topázio: um estudo dos defeitos e processos termicamente e opticamente estimulados no cristal natural**. Tese (Doutorado em Ciências). Instituto de Física, Departamento de Física Nuclear - Universidade de São Paulo. São Paulo. 380 p. 2001.

[38] CHEN, R.; PAGONIS, V.; LAWLESS, J. L. Evaluated thermoluminescence trapping parameters—What do they really mean? **Radiation Measurements**, v. 91, p. 21–27, 2016.

[39] PEKPAK, E.; YILMAZ, A.; OZBAYOGLU, G. An Overview on Preparation and TL Characterization of Lithium Borates for Dosimetric Use. **The Open Mineral Processing Journal**, v. 3, n. 1, p. 14–24, May 2010.

[40] PUGH-THOMAS, D.; WALSH, B. M.; GUPTA, M. C. Spectroscopy of $\text{BeAl}_2\text{O}_4:\text{Cr}^{3+}$ with application to high-temperature sensing. **Applied Optics**, v. 49, n. 15, p. 2891–2897, 2010.

[41] TRINDADE, N. M. et al. Photo-Induced Thermally Stimulated Depolarization Current (TSDC) in Natural and Synthetic Alexandrite ($\text{BeAl}_2\text{O}_3:\text{Cr}^{3+}$). **Materials Sciences and Applications**, v. 7, n. 12, p. 881–894, 2016.



Relative depth-doses from square and rectangular Y-90 beta applicators used in skin cancer therapy

Eduardo De Paiva

Division of Medical Physics, Institute of Radiation Protection and Dosimetry – IRD/CNEN

22783-127, Rio de Janeiro, Brazil

edup2112@gmail.com

ABSTRACT

Plaques containing beta-emitting isotopes have several medical applications. In particular, due to the short range of beta particles and the rapid fall off of dose rates they are suitable to be used in small and superficial skin cancer therapy, killing the tumor cells and preserving the underlying healthy structures. The analytical/numerical beta-point dose function formalism is used to a simple estimate of the relative dose rates around square and rectangular beta applicator containing the Yttrium-90 isotope. Maximum differences in relative dose rates along central axis of 13% at 6.6 mm depth and 20% at 5 mm depth were found, respectively, for the square and rectangular plaques as compared to the literature measurements data. Results have also indicated that for both plaques dose rates fall off to 50% of the reference value at about 2 mm depth; drop to just 10% at 4.5 mm depth and become zero from 8 mm on. This fact confirms that these sources are suitable to be used in superficial skin cancer therapy. The method presented here may be used to estimate the relative dose rates around square and rectangular Y-90 beta applicators in a simple and fast way.

Keywords: Skin cancer therapy, beta particles, Y-90 applicator, beta-point dose function, relative depth-dose calculation.

1. INTRODUCTION

Beta radiation may be used in various medical applications [1]. Planar as well concave sources containing the beta emitting nuclides $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ can be used for the post-operative treatment of pterygia, and for the treatment of keloid and glioblastoma; small seeds of $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ can also be used in intravascular brachytherapy to prevent the re-closing of arteries after balloon angioplasty. Concave applicators containing $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ can be used in ophthalmic brachytherapy for the treatment of choroid melanomas and retinoblastomas; beta emitting wire sources of ^{32}P can be also used in intravascular brachytherapy to prevent restenosis; recently, a feasibility study of the use of a circular patch containing microspheres of Y-90 to treat small skin lesions and estimates of relative dose rates to this applicator were published [2,3].

Beta particles have a short range within the tissue and a high-dose gradient. These properties play an important role in the treatment of small and superficial skin lesions, provided that the beta sources deliver a high dose in a few millimeters thus preserving the neighboring healthy tissues and personnel, making the radiation protection a simple task. Skin cancer is the most common kind of malignancy all over the world and the use of beta radiation to treat small skin lesions is particularly interesting in that cases where surgery is not possible or recommended [4].

However, a direct and accurate dosimetry of dose distributions around brachytherapy applicators containing pure beta emitters is very difficult to carry out, mainly due to the short range of the beta-particles with respect to the size of detectors, the steep high-dose gradients, a non-uniform distribution of the radionuclide over the plaque surface or volume, and in some cases the asymmetric geometry of the plaques. As a consequence, there are a few experimental data on these plaques and generally with large discrepancies among them. Note for example that, for commercially available $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ curved plaques (produced by Eckert & Ziegler BEBIG, GmbH, Berlin, Germany) used in ophthalmic brachytherapy, the dose rates along central axis are provided with an uncertainty of $\pm 20\%$. Thus, calculation methods are of great importance. There are two approaches to estimate dose rates around beta emitting applicators. Monte Carlo (MC) simulations, that makes possible to manage with complex geometries and various kind of media to obtain results with great accuracy. Nevertheless, the use of MC simulations may require a large time of programming and computation and may not be user friendly in a daily clinical routine. Another way to estimate the dose rates is by means of

analytical/numerical methods, that apply only to homogeneous medium (water) and to simple geometries, but has the advantage of requiring a negligible time of computation.

In this work we present a simple analytical/numerical method to estimate the relative dose rates along central and lateral axes of square and rectangular plaques containing the beta-emitting Yttrium-90 isotope intended to be used in superficial skin cancer treatment and a comparison is made with available experimental data obtained using radiograph film and Fricke xylenol gel dosimeter (FXG) [5]. In the results presented in this study it was considered radioactive plaques with the same properties and dimensions as those reported in the experimental study [5].

2. MATERIALS AND METHODS

The dose rate around an extended beta-emitting source can be calculated using the formalism introduced by Loevinger [6]. Loevinger presented an empirical expression based on measurements of beta transmission through sheets of polystyrene and it is known as the beta-point source dose function.

In Figure 1 is depicted the geometry used through calculations. The absorbed dose rate $J(\xi)$, the beta-point source dose function, due to a beta particle located in point $P_1(x,y,z)$ on the plaque at a point $P_0(x_0,y_0,z_0)$ within the tissue is given by [6,7]

$$J(\xi) = \frac{B}{(\rho v \xi)^2} \left\{ c \left[1 - \frac{\rho v \xi}{c} \exp \left(1 - \frac{\rho v \xi}{c} \right) \right] + \rho v \xi \exp(1 - \rho v \xi) - \rho v \xi \exp \left(1 - \frac{\rho v \xi}{2} - \frac{f}{2} \right) \right\}, \quad (1)$$

where ξ is the distance from P_1 to P_0 as shown in Figure 1,

$$\xi = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2}. \quad (2)$$

ρ is the density of the homogeneous medium (water), v is the absorption coefficient, and c and f are dimensionless parameters that satisfy

$$\left[1 - \frac{\rho v \xi}{c} \exp\left(1 - \frac{\rho v \xi}{c}\right)\right] \equiv 0 \quad \text{for } \rho v \xi \geq c \quad (3)$$

and

$$J(\xi) \equiv 0 \quad \text{for } \rho v \xi \geq f. \quad (4)$$

The factor B represents a normalization constant given by $B = 0.046\rho^2 v^3 E_\beta \alpha$, where E_β is the mean kinetic energy of the beta particles, and α is related to parameters c and f by means of

$$\frac{1}{\alpha} = 3c^2 - (c^2 - 1) \exp(1) + (3 + f) \exp(1 - f) - 4 \exp\left(1 - \frac{f}{2}\right). \quad (5)$$

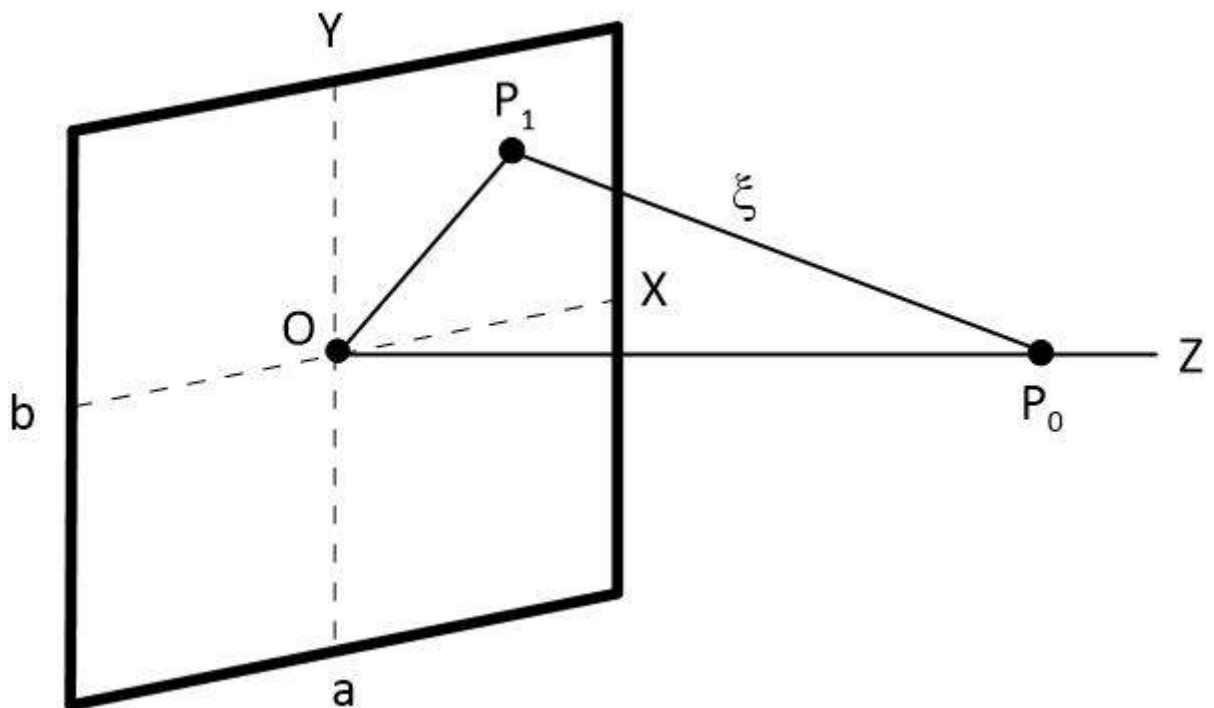


Figure 1: The geometry of the square and rectangular Y-90 plaques used in calculations

The first term in Equation (1) accounts for the energy absorbed from the un-scattered component of the beta particles and is zero at distances $\xi \geq c/\rho v$. Equation (1) is a modification presented by Vynckier and Wambersie [7] of the initial expression proposed by Loevinger [6] in order to incorporate new experimental and theoretical data. For this reason, the parameter f was introduced and $f/\rho v$ is the distance from which the dose due to beta-particles is zero.

The absorbed dose rate \dot{D} at point P_0 is obtained by summing up the contribution of all points on the plaque,

$$\dot{D} = a_S \iint J(\xi). dS, \quad (6)$$

where a_S is the surface activity and dS is the area element. In Equation (6) we make the assumptions that the eye is formed by a water-equivalent medium; the beta-emitting material is uniformly deposited on the planar surface of the applicator, and there is no encapsulation of the radioisotope on the plaque. The limits of integral (6) are $-a/2 \leq x \leq a/2$ and $-b/2 \leq y \leq b/2$, where a and b define the size of the plaque.

The double integration described above was numerically evaluated for points on the central and lateral axes of the square and rectangular Y-90 sources (half-life of 64 hours, maximum beta energy of 2.27 MeV) by means of a Fortran code based on the trapezoidal rule, and for a sake of comparison the results are compared to available experimental data obtained with radiograph film and FXG dosimeter [5].

3. RESULTS AND DISCUSSION

In the above equations the density of the medium is 1 g/cm^3 ; the parameters v , c and f are, respectively, $5.05 \text{ cm}^2/\text{g}$, 0.95 and 4.48 ; the mean kinetic energy of the beta particles is 0.933 MeV . These parameters depend on the type of beta emitting radioisotope and were obtained by fitting the beta point-dose function (Eq. 1) to beta-ray point-source dose distributions data in water obtained from MC calculations as described in ref. [1]. The rectangular and square plaques have dimensions 1

cm \times 2 cm and 2 cm \times 2 cm, and the surface activity value does not affect the results of relative doses. In Figure 2 are shown the dose rates along central axis of the square (top) and rectangular (bottom) plaques normalized at the depth of reference of 1 mm [1]. For comparison experimental results described in literature are also shown [5].

Maximum differences from the estimates to the mean measurements values obtained using film and FXG dosimeters along central axis of 13% at 6.6 mm depth and 20% at 5 mm depth were found, respectively, for the square and rectangular plaques. In the depths of clinical interest (up to 4 mm) the differences were less than 6% for the square source and less than 15% for the rectangular source. For both plaques calculations have indicated that dose rates fall off to 50% of dose rate in the reference point at 2.1 mm depth; fall off to just 10% at 4.5 mm depth and tend to zero from 8 mm on. It means that the beta radiation doses are mainly absorbed within the first layers of the skin tissue, as required for a superficial skin cancer therapy.

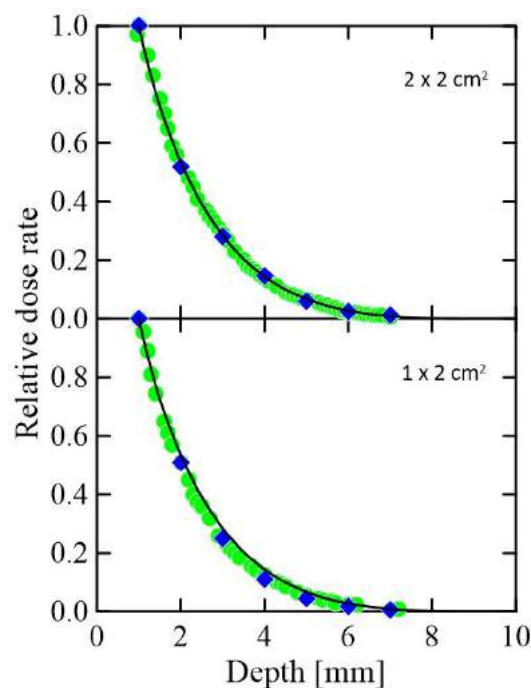


Figure 2: Depth-doses from square and rectangular plaques normalised at 1 mm depth. Solid lines, this work; circles, data obtained using radiograph film taken from [5]; lozenges, data obtained using FXG dosimeter taken from [5].

In Figures 3 and 4 the relative lateral dose rates for the two plaques are shown at the depths of 1, 2, 3, 4 and 5 mm and a clear effect of the size of plaques can be seen.

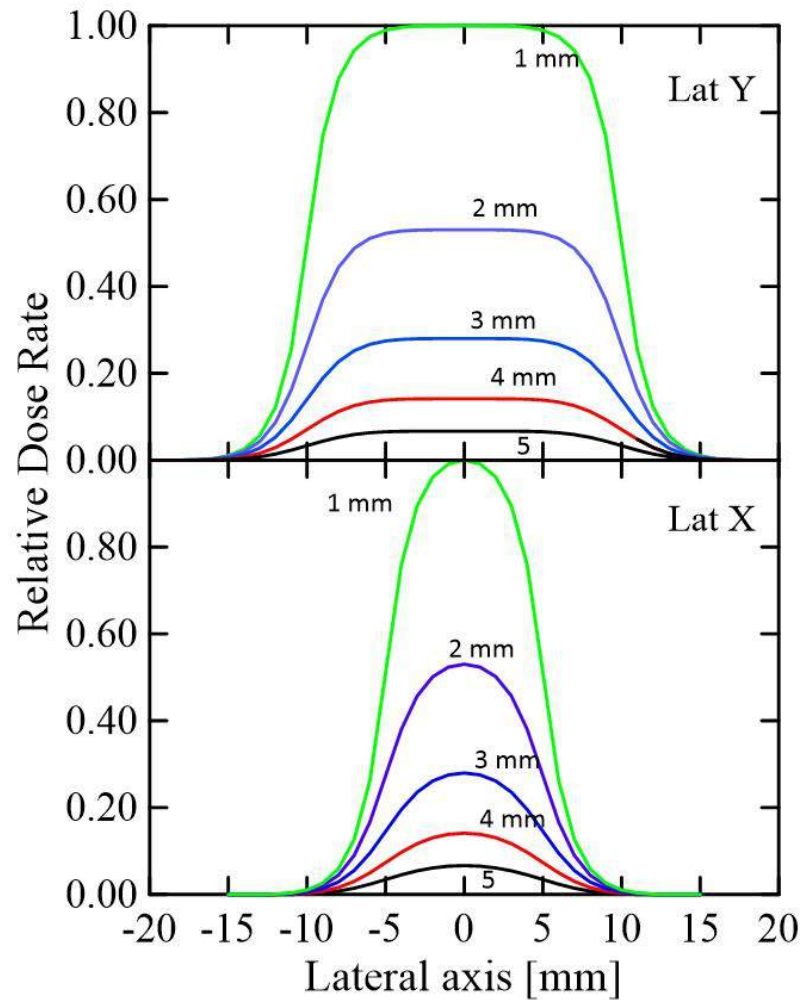


Figure 3: Relative lateral dose rates for the rectangular plaque at 1, 2, 3, 4 and 5 mm depth. Top, major side along y direction; bottom, minor side along x direction.

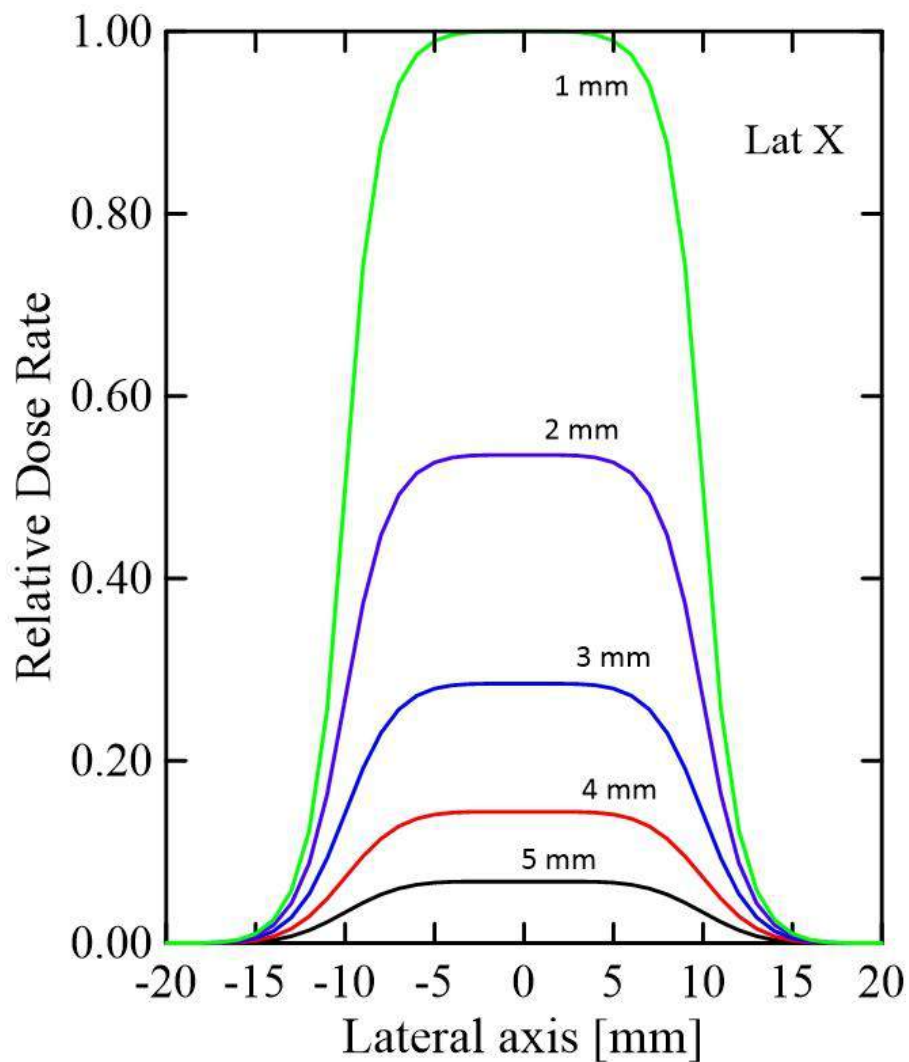


Figure 4: Relative lateral dose rates for the square plaque at 1, 2, 3, 4 and 5 mm depth.

4. CONCLUSIONS

In this work a simple estimate of the relative dose rates around a square and rectangular Y-90 beta applicators intended to be used in superficial skin cancer treatment is presented. Calculations are based on the beta-point source dose function and a reasonable agreement was found with available measurements data. Despite the limitations of the approach used the method was able to reproduce the general trend of the depth-doses around the planar plaques and results may serve as a guide to the

next studies on them. Furthermore, we consider that the developing of a calculation routine based on a Fortran language code is the main contribution of this work since the calculation routine can be easily adapted to handle with square and rectangular plaques of various dimensions and formed by different radionuclides to estimate relative dose rates alongside central axis.

REFERENCES

- [1] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. **ICRU Report 72**, Bethesda: ICRU, 2004.
- [2] PASHAZADEH, A. et al. Superficial skin cancer therapy with Y-90 microspheres: A feasibility study on patch preparation. **Skin Res Technol**, v. 26, p. 25-29, 2020.
- [3] PASHAZADEH, A.; DE PAIVA, E.; MAHMOODIAN, N.; FRIEBE, M. Calculation of beta radiation dose of a circular Y-90 skin patch: Analytical and simulation methods. **Rad Phys Chem**, v. 166, p. 108491, 2020.
- [4] PASHAZADEH, A.; BOESE, A.; FRIEBE, M. Radiation therapy techniques in the treatment of skin cancer: an overview of the current status and outlook. **J Dermatolog Treat**, v. 30, 1-41, 2019.
- [5] ALVA-SÁNCHEZ, M.S. et al. Beta planar source quality assurance with the Fricke xylenol gel dosimeter. **Rad Phys Chem**, v. 96, p. 56-59, 2014.
- [6] LOEVINGER, R. The Dosimetry of Beta Sources in Tissue. The Point-Source Function. **Radiol**, v. 66, p. 55-62, 1956.
- [7] VYNCKIER, S.; WAMBERSIE, A. Dosimetry of beta sources in radiotherapy I. The beta point source dose function. **Phys Med Biol**, v. 27, p. 1339-1347, 1982.



Concentration and distribution of oil in the reservoir mineral Dolomite studied by neutron tomography

Pugliesi R., Stanojev Pereira M. A., Andrade M. L.

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares IPEN-CNEN/SP.

Av. Prof. Lineu Prestes 2242, Butantã, Cidade Universitária

CEP 05508 000, São Paulo – SP, Brasil

pugliesi@ipen.br

ABSTRACT

Neutron Tomography – NT is a non-destructive technique, ideal for imaging hydrogen-rich substances even when wrapped up by thick rock layers. In the present study, the NT was employed for investigating the oil concentration and distribution in the mineral Dolomite, a natural oil reservoir. Two types of Dolomite samples, one of which dry, and the second one in oil-saturated were prepared. The applied oil was EMCAplus® 070 usually employed in permeability experiments to reproduce conditions of natural oil reservoirs. Three small fragments of the dry sample and three of the oil sample were inspected by NT and the comparison between the obtained results enabled, to distinguish several regions in which the oil is stored, to indicate that the oil is dispersed throughout the volume of the samples, and to quantify the storage concentration. The obtained data for oil concentration, for the three fragments, were compared to each other and to the one obtained by the conventional gravimetric technique, and they agreed within their uncertainties, demonstrating the viability of the NT technique to inspect, either in a qualitative as in a quantitative level, this oil reservoir mineral.

Keywords: Petroleum prospection; Oil reservoir minerals; Neutron tomography.

1. INTRODUCTION

Unlike X-rays tomography technique, the neutron-matter interaction processes attribute unique characteristics to the NT technique, from which it is possible to distinguish small amounts of hydrogen-rich substances like water, oil, adhesives and others, even wrapped up by thick material layers like, some metals and rocks. Thus, often the information obtained by NT and X-ray tomography are complementary to each other. Therefore, the NT technique is highly desirable in studying oil in mineral samples. Carbonate deposits are one of the main oil and gas reservoirs in the world's most relevant petroleum systems, Calcite and Dolomite are the main constituent minerals of carbonate rocks [1-10]. The objective of the present paper was investigating the distribution and concentration of the oil EMCAplus® 070, usually employed in permeability experiments to reproduce conditions of natural oil reservoirs [11], in Dolomite, using the NT facility of the Brazilian Institute for Nuclear Technology IPEN-CNEN/SP. The obtained images demonstrated the viability of the NT technique and of the present facility to investigate this natural oil reservoir mineral.

2. EXPERIMENTAL

The NT facility of IPEN-CNEN/SP, showed in the Fig. 1, is installed at the Beam-Hole #14 of the 5MW pool type IEA-R1 Nuclear Research Reactor. Briefly, a tomography is obtained as follows: the sample is positioned in an automated rotating table for irradiation; the intensity of neutrons transmitted by the sample impinges a scintillator screen (NE-426) forming a two-dimensional image of its internal structure; a mirror reflects this image to a video camera (Andor Ikon-M), which is captured and stored in a computer (DELL precision 5500 work station); after capturing the image, the sample is rotated 0.9° and another image is captured, until completing 360° . The file with these 400 images is processed by the software "Octopus" generating the tomographs, and the 3D images are generated by the software "VG Studio" [12, 13]. The main characteristics of the facility are: neutron flux at irradiation position $8 \times 10^6 \text{ n.s}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$; maximal

spatial resolution (205 ± 24) μm ; maximal beam diameter 16 cm; time spent per tomography 400 s [14].

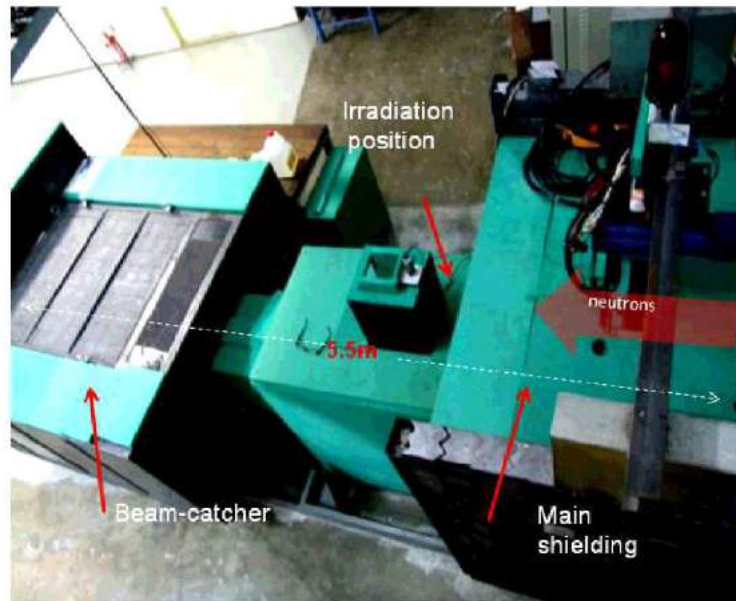


Figure 1: NT facility of the IPEN-CNEN/SP.

The sample is a Silurian Dolomite, a sedimentary rock composed primarily by the mineral Dolomite, with chemical composition $\text{CaMg}(\text{CO}_3)_2$, found in sedimentary basins worldwide. Its basic composition is dolomite 97.86%, calcite 1.58%, quartz 0.35%, others 0.22% [15]. For the purpose of the present study, two samples were prepared. Firstly, both were kept for 24 hours in an oven at 60°C , with relative humidity at 45%, for drying. After that, one of the dried samples, Fig. 2a, was stored until the tomography is performed. The second sample in Fig 2b, was submitted to an oil saturation process, known as Flow-Through, in which the Dolomite is inserted in a core holder, and the oil is forced by pressure to penetrate into the sample [15]. The oil employed was the EMCAplus® 070, an industrial and laboratorial oil with viscosity, density and oleic phase similar to the hydrocarbon, usually used in permeability experiments to reproduce conditions of natural oil reservoirs [11]. After this process, this sample was kept immersed in oil at atmospheric

pressure, until the tomography is performed. The two samples are cylinders ($\phi = 39.2\text{mm}$; $h = 53.8\text{mm}$), with masses $m(\text{g}) = 150.27$, and $m(\text{g}) = 157.59$ for the dry and for the in-oil respectively.

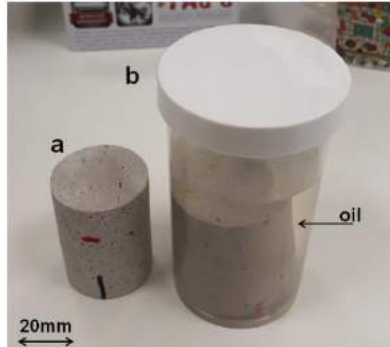


Figure 2: Dolomite samples: (a) dry; (b) in-oil.

In order to minimize the neutron multiple scattering in the samples to be inspected by NT, that would mask the resulting images, these samples were fragmented, and three samples of the dry, and three of the immersed in-oil, with masses showed in the Table 1, were selected [16].

Table 1: Masses of the inspected samples.

| Mass | sample 1 | sample 2 | sample 3 |
|----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| M(g) – dry | 7.97 ± 0.02 | 6.53 ± 0.02 | 3.85 ± 0.02 |
| M(g) – in-oil | 6.18 ± 0.02 | 4.06 ± 0.02 | 6.00 ± 0.02 |

3. RESULTS AND DISCUSSION

3.1. - Dry samples. The three dry samples were inspected by NT and from the obtained images, it was possible to discern (see Fig. 3c), three distinct ranges of neutron attenuation coefficients, differentiated by colors (red, yellow, green). The Figs. 3a, 3b and 3c show, one of the inspected samples, a 3D general view, and a 3D image sliced in two distinct viewing planes, respectively. Table 2 illustrates the quantitative results for the sample volume $V(\text{cm}^3)$ and for the volume

fractions $V_f(\%)$ corresponding to each measured attenuation coefficient range, varying from $\Sigma d(\text{cm}^{-1}) \leq 0.22$ (green) for the most transparent, to $0.29 < \Sigma d(\text{cm}^{-1}) \leq 0.35$ (red) for the most attenuating region. Typically, attenuation coefficients vary from $\sim 0 \text{ cm}^{-1}$ for absence of materials to $\sim 3.0 \text{ cm}^{-1}$ for the highly attenuating materials [17]. These results, when compared to the image obtained by Scanning Electronic Microscope (S.E.M.), see Fig. 4, indicate that these ranges correspond to distinct porosities in the sample, which because of the spatial resolution limit of the present NT facility, are not discernible in the images.

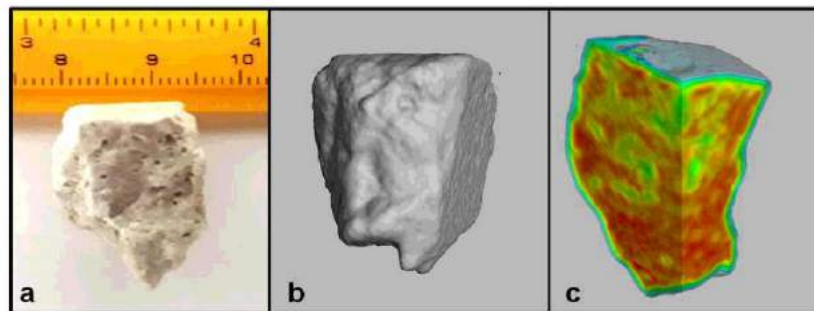


Figure 3: Dry sample: a) One of the inspected samples; b) 3D general view; c) 3D sliced image showing the three colored regions.

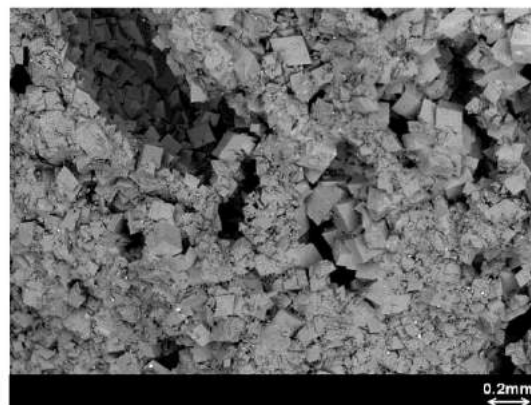


Figure 4: S.E.M. image (80x) for the dry sample.

Table 2: Parameters evaluated from the tomographic images for the dry samples.

| | sample 1 | sample 2 | sample 3 |
|--|--------------|--------------|--------------|
| volume V(cm³) | 3.526 | 2.743 | 1.614 |
| Att. coef. Σd(cm⁻¹) | Vf(%) | Vf(%) | Vf(%) |
| $\Sigma d \leq 0.22$ (green) | 25 | 21 | 25 |
| $0.22 < \Sigma d \leq 0.29$ (yellow) | 60 | 59 | 51 |
| $0.29 < \Sigma d \leq 0.35$ (red) | 15 | 20 | 24 |

3.2 - In-oil samples. The three in-oil samples were inspected by NT and from the obtained images, it was possible to discern (see Fig. 5c), four distinct ranges of neutron attenuation coefficients, differentiated by colors (red, yellow, green, light blue), in this case reflecting four distinguishable densities in which the oil is stored. The Figs. 5a, 5b and 5c show, one of the inspected samples, a 3D general view, and a 3D image sliced in two distinct viewing planes, respectively. Table 3 shows the quantitative results obtained for the sample volume V(cm³), and for the volume fractions Vf(%) corresponding to each measured attenuation coefficient range, varying from Σo (cm⁻¹) ≤ 0.57 (light blue) the most transparent to $1.07 < \Sigma o$ (cm⁻¹) ≤ 1.4 (red) the most attenuating region [17]. The selected colored region in Fig. 6, obtained by Scanning Electronic Microscope (S.E.M.) shows that the oil is distributed throughout the sample.

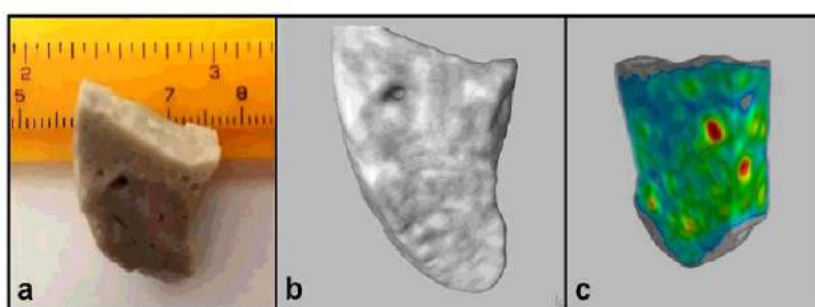


Figure 5: In-oil sample: a) One of the inspected samples; b) 3D general view; c) 3D sliced image showing the four colored regions.

Table 3: Parameters evaluated from the tomographic images for the in-oil samples.

| //////////////////////////////////// | sample 1 | sample 2 | sample 3 |
|---------------------------------------|--------------|--------------|--------------|
| volume V(cm³) | 2.232 | 1.535 | 2.209 |
| Att. coef. Σo(cm⁻¹) | Vf(%) | Vf(%) | Vf(%) |
| Σo ≤ 0.57 (light blue) | 17 | 15 | 14 |
| 0.57 < Σo ≤ 0.83 (green) | 74 | 62 | 74 |
| 0.83 < Σo ≤ 1.07 (yellow) | 7 | 20 | 10 |
| 1.07 < Σo ≤ 1.4 (red) | 2 | 2 | 2 |

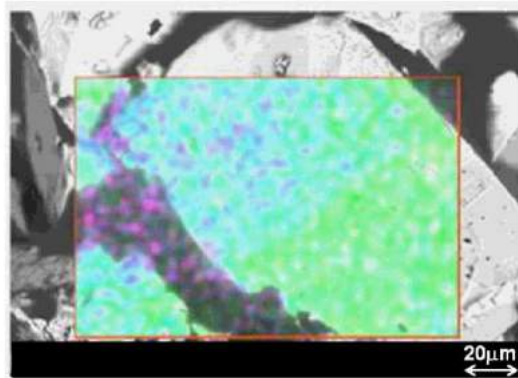


Figure 6: S.E.M. image (1000x) for the in-oil sample.

A very important parameter also evaluated in the present study, was the oil concentration in the studied samples, here defined by the ratio (m_{oil}/M) where m_{oil} is the oil mass stored in a sample with mass M .

The oil mass - m_{oil} for each sample, was evaluated by (1)

$$m_{oil} = f \cdot \rho \cdot V \tag{1}$$

where $\rho = 0.82\text{g/cm}^3$ is the density of the pure EMCAplus® 070 oil [11]; $V(\text{cm}^3)$ is the volume of each respective sample (Table 3), and “f” is the ratio between, the oil density within the samples and the pure oil density. This parameter was evaluated by expression (2), derived from the neutron transmission law by matter [16], and $f = 0.16 \pm 0.04$. The uncertainty in “f” was evaluated according the standard propagation rules, applied to (2) [18].

$$\Sigma_{o(\text{avg})} = \Sigma_{d(\text{avg})} + f \cdot \Sigma_{oil(\text{avg})} \quad (2)$$

where $\Sigma_{o(\text{avg})}(\text{cm}^{-1}) = 0.81 \pm 0.12$ is the average neutron attenuation coefficient measured throughout the volume of the in-oil samples; $\Sigma_{d(\text{avg})}(\text{cm}^{-1}) = 0.30 \pm 0.03$ is the average neutron attenuation coefficient measured throughout the volume of the dry samples; $\Sigma_{oil(\text{avg})}(\text{cm}^{-1}) = 3.10 \pm 0.02$ is the average attenuation coefficient for the pure EMCAplus® 070 oil. The uncertainties in $\Sigma_{o(\text{avg})}$, $\Sigma_{d(\text{avg})}$ and $\Sigma_{oil(\text{avg})}$ are the standard deviation of their respective means [18].

The obtained values for the oil concentration (m_{oil}/M) were 0.049 ± 0.011 , 0.052 ± 0.012 and 0.050 ± 0.012 for the samples (1), (2) and (3) respectively, and they agreed within their uncertainties, demonstrating the reproducibility of the NT method. The uncertainties were evaluated according the standard propagation rules [18], taking the uncertainty in $V(\text{cm}^3) \sim 0$ [13]. Furthermore, these results also agreed with the one obtained by the conventional gravimetry technique ($m_{\text{grav.}}/M$) = 0.046 ± 0.005 applied to the original in-oil sample.

3.3 - Induced radioactivity to Dolomite. This study was carried out because in performing the tomography, the samples are irradiated in an intense neutron beam and radioactive activation of some of their chemical elements is expected [19, 20]. In order to determine the period, after irradiation, for which the induced radioactivity becomes negligible [21], a small piece of the dry sample with mass = 0.8 g was powdered, and inserted in an aluminum holder. This holder was positioned in the rotating table of the NT facility and irradiated for 400 s, the same required time to obtain the tomography [14]. The powder was analyzed in a high sensitivity Ludlum (mod. 2929

dual scaler) counting system, which is able to detect alpha, beta and gamma radiations. The obtained result showed that approximately 24 h after the end of the irradiation, the counting level of the irradiated sample became insignificant, reaching the background level of the counting system.

4. CONCLUSIONS

The presented results demonstrate the potential of the NT technique as well as of the present NT facility to evaluate the storage capability, and distribution of oil in the reservoir mineral Dolomite, and the following conclusions can be drawn:

1 - The smallest attenuation coefficient, for the in-oil samples (Table 3), is greater than the greatest one for the dry sample, (Table 2), indicating that the oil is distributed throughout the volume of the samples and in four distinct densities. This is corroborated by the Scanning Electronic Microscope image in the Fig. 6.

2 - The greatest measured neutron attenuation coefficient for the in-oil samples was $\Sigma_o(\text{cm}^{-1}) = 1.4$ (Table 3), while the one measured for pure oil is $\Sigma_{oil}(\text{cm}^{-1}) = 3.1$, indicating that within the sample, the oil is dispersed in densities, smaller than in its natural form.

3 - The obtained values for the oil concentration, in the three in-oil samples, agreed within their uncertainties. Furthermore, these three values have also agreed with the result obtained by the conventional gravimetry technique, demonstrating the consistency of the results and reflecting the viability of the NT to inspect the oil in Dolomite reservoir mineral, in a quantitative level.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors thank to “Leopoldo Américo Miguez de Mello” Research and Development Center - CENPES, which has provided the Dolomite samples employed in the present work and to CAPES (Brazil) for the partial financial support to this project through the PNPB Post - Doctoral Fellowship Program.

REFERENCES

- [1] KARCH, J.; DUDÁK, J.; ŽEMLICKA, J.; VAVRÍK, D.; KUMPOVÁ, I.; KVACEK, J.; HERMANOVÁ, Z.; ŠOLTÉS, J.; VIERERBL, L.; MORGANO, M.; KAESTNER, A.; TRTÍKF, P. X-ray micro-CT and neutron CT as complementary imaging tools for non-destructive 3D imaging of rare silicified fossil plants, **Journal of instrumentation**, 20, C12004, 2017.
- [2] de BEER, F. C. Neutron and X-ray radiography/tomography: non-destructive analytical tools for the characterization of nuclear materials, **The Journal of the Southern African Institute of Mining and Metallurgy**, 115, 913-924, 2015.
- [3] FIGUEIREDO, E.; STANOJEV PEREIRA, M. A.; LOPES, F.; MARQUES, J. G.; SANTOS, J. P.; ARAÚJO, M. F.; SILVA, R. J. C.; SENNA-MARTINEZ, J. C. Investigating Early/Middle Bronze Age copper and bronze axes by micro X-ray fluorescence spectrometry and neutron imaging techniques, **Spectrochimica Acta Part B**, 122, 15–22, 2016.
- [4] DESCHLER-ERB, E.; LEHMANN, E. H.; PERNET, L.; VONTOBEL, P.; HARTMANN, S. The complementary use of neutrons and X-rays for the non-destructive investigation of archaeological objects from Swiss collections, **Archaeometry**, 46, 647-661, 2004.
- [5] LEHMANN, E. H.; HARTMANN, S.; SPEIDEL, M. O. Investigation of the content of ancient Tibetan metallic Buddha statues by means of neutron imaging methods, **Archaeometry**, 52, 416-428, 2010b.
- [6] KARDJILOV, N.; FIORI, F.; GIUNTA, G.; HILGER, A.; RUSTICHELLI, F.; STROBL, M.; BANHART, J.; TRIOLO, R. Neutron tomography for archaeological investigations, **Journal of Neutron Research**, 14 (1), 29-36, 2006.
- [7] KALOYAN, A. A.; KOVALENKO, E. S.; PAKHNEVICH, A. V.; PODURETS, K. M. The contrast scale of minerals for neutron tomography of paleontologic and geologic objects, **Russian Geology and Geophysics**, 58, 1435–1440, 2017.
- [8] STANOJEV PEREIRA, M. A. **Neutron imaging: 30 years experiencing at IPEN-CNEN-SP**, 1th ed. Sagitarius Ed, São Paulo, ISBN 978-85-923404-1-4, 2017.

- [9] PALOMBO, L.; ULSEN, C.; ULIANA, D.; COSTA, F. R.; YAMAMOTO, M.; H. KAHN. Reservoir rock characterization by X-Ray microtomography, **HOLOS**, 31 (5) doi:10.15628/holos.2015.3103, 2015
- [10] MILLER, J. D.; LIN, C. L. Three-dimensional analysis of particulates in mineral processing systems by cone beam X-ray microtomography, **Minerals & Metallurgical Processing**, 21(3), 113 – 124, 2004.
- [11] HARTH, W. **Technical Data Sheet of the White Mineral Oil “EMCAplus 70 LF**, available at http://rel.moraisdecastro.com.br:8989/smt/morais/fichatecnica.php?id_ficha=471 (accessed on November 20th, 2019).
- [12] Octopus, Manual Octopus 8.6, available at <https://www.octopus.be/nl> (accessed on November 20th, 2019).
- [13] Volume Graphics, Manual VGStudio Max 2.2, available at <https://www.volumegraphics.com/> (accessed on November 20th, 2019).
- [14] SCHOUERI, R. M.; DOMIENIKAN, C.; TOLEDO, F.; ANDRADE, M. L. G.; STANOJEV PEREIRA, M. A.; PUGLIESI, R., The new facility for neutron tomography of IPEN-CNEN/SP and its potential to investigate hydrogenous substances, **Applied Radiation and Isotopes**, 84, 22-26, 2014.
- [15] MUÑOZ, E. R. **Study of carbonate wettability alteration with water and CO₂ injection**. (Ph.D. Thesis), University of Campinas, Brazil, 2015.
- [16] CURTISS, L. F. **Introduction to Neutron Physics**, Boston Technical Publishers, Inc., Massachusetts, 1965.
- [17] OLIVEIRA, G. J. R.; OLIVEIRA, P. C.; SURMAS, R.; FERREIRA, L. P.; MARKÖTTER, H.; KARDJILOV, N.; MANKE, I.; MONTORO, L. A.; ISAAC, A. Probing the 3D molecular and mineralogical heterogeneity in oil reservoir rocks at the pore scale, **Sci Rep** 9 8263 (2019) doi:10.1038/s41598-019-44763-6.
- [18] BEERS, Y. Introduction to the Theory of Error. **Physics Today** 7, 3, 22 (1954); <https://doi.org/10.1063/1.3061547>
- [19] STANOJEV PEREIRA, M. A.; PUGLIESI, R. Penetration of the consolidant Paraloid®B-72 in Macuxi indigenous ceramic vessels investigated by neutron tomography, **Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. A. Accel. Spectrom. Detect. Assoc. Equip.** 889, 118–121, 2018.

- [20] PUGLIESI, R.; STANOJEV PEREIRA, M. A.; ANDRADE, M. L. G.; BASSO, J. M. L.; VOLTANI, C. G.; GONZALES, I. C. Study of the fish fossil *Notelops brama* from Araripe-Basin Brazil by Neutron Tomography, **Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. A. Accel. Spectrom. Detect. Assoc. Equip.** 919, 68–72, 2019.
- [21] Nuclear Energy National Commission, available at <http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdf> (accessed on November 20th, 2019).



Estudo de eventos operacionais de reatores refrigerados e moderados à água leve pressurizada usando o banco de dados do IRS/IAEA (2010-2019)

Vital^a R.B.N., Vital^b T.M.

^a Universidade Estácio de Sá, 23914-360, Angra dos Reis, Rio de Janeiro, Brasil

richardvital@gmail.com

^b *tati.mv7@gmail.com*

RESUMO

O conhecimento das características de eventos rotineiros em usinas nucleares permite o estabelecimento de ações para evitar a ocorrência, atendendo aos princípios de segurança nuclear cujo objetivo é proteger as pessoas e o meio ambiente dos riscos associados à atividade industrial. Nesse sentido, a existência de um mecanismo de trocas de informações entre organismos de diversas partes do mundo auxilia no processo de tomada de decisões. Com base nos princípios da cultura de segurança que propõe um aperfeiçoamento contínuo das práticas operacionais, este trabalho mostra os resultados de um levantamento realizado em 293 relatórios de eventos, registrados no IRS, de diversas usinas nucleares refrigeradas e moderadas à água leve pressurizada, segundo a codificação das suas características de acordo com o guia de referência. Dessa forma, o objetivo deste trabalho é identificar as principais características dos eventos que ocorreram no período de 2010 a 2019. Os resultados demonstram a necessidade de constante aperfeiçoamento das práticas operacionais com a priorização da cultura de segurança em detrimento das questões financeiras, além da importância que deve ser dada aos treinamentos para reduzir o impacto das falhas humanas.

Palavra Chave: Experiência Operacional, Reator à Água Pressurizada, Segurança Nuclear, Relatório de Evento, Sistema para registro de eventos operacionais.

ABSTRACT

The knowledge of the characteristics of routine event in nuclear power plants allows the anticipation of actions to avoid the occurrence, taking in account the principles of the nuclear safety whose main objective is to protect people and environment from risks associated with this industrial activity. In this sense, the existence of mechanisms for organizations in different part of the world to exchange information can helps in the decision-making process. Based on the principle of safety culture that proposes a continuous improvement of operational practices, this paper shows the results of a survey of 293 event reports registered in IRS database considering several Light Water Reactors around the world, regarding the coding of main event characteristics according with the reference guide. Thus, the objective of this work is to identify the main characteristics of the events that occur between 2010 and 2019.

Keywords: Operating Experience, Pressurized Water Reactor, Nuclear Safety, Event report, Incident Reporting System.

1. INTRODUÇÃO

As indústrias buscam constantemente aprimorar seus processos para fornecer soluções que possam reduzir custos e, conseqüentemente, aumentar o retorno econômico financeiro de suas atividades, assumindo diferentes níveis de risco de acordo com a sua área de atuação. Por outro lado, vários acidentes demonstram a importância de se criarem ferramentas e métodos para reduzir riscos industriais e suas conseqüências para a população ou para o meio ambiente. Baseado no conceito de implementação da cultura de segurança, o setor nuclear utiliza métodos para trocar informações entre diferentes entidades: representantes da área produtiva, organismos de regulação ou instituições de pesquisa e desenvolvimento [1]. Nesse processo, chamado de Experiência Operacional, ocorre a coleta de informações, a análise de eventos ocorridos e a avaliação da sua aplicabilidade a um projeto com características compatíveis. Dessa forma, a existência de um mecanismo de troca de experiências pode evitar a ocorrência de um evento. Além disso, o conhecimento das características dos eventos auxilia no processo de tomada de decisões [2].

O arcabouço legal para a área nuclear no Brasil é definido pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). A Norma CNEN 1.14 [3] define a necessidade de notificar e enviar um relatório dependendo do tipo de evento ocorrido em uma usina nuclear [4]. A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) também possui um conjunto de Guias com recomendações para auxiliar e incentivar a troca de experiências sobre os eventos operacionais [5].

Atualmente, existem mais de quatrocentos reatores nucleares em operação pelo mundo [6]. Considerando os reatores em operação no ano de 2019, aproximadamente 66,1% são moderados e refrigerados à água leve pressurizada (LWR – Light Water Reactor) [7]. Esse volume de instalações permite a aquisição de uma relevante quantidade de informações para estudo. A IAEA junto à Agência de Energia Nuclear (NEA) desenvolveu um sistema para troca de experiências, International Reporting System (IRS), cujo objetivo é permitir a análise e o registro de eventos operacionais [4]. Neste sistema, os eventos das usinas de países membros são selecionados por um coordenador local e são analisados em um encontro anual para que, posteriormente, sejam disponibilizados para consulta. O coordenador de cada país deve selecionar os eventos mais relevantes e codificar as principais informações do mesmo [8].

A fim de avaliar as principais características de eventos em reatores moderados e refrigerados à água pressurizada compatíveis com as usinas nucleares em operação no território brasileiro, este trabalho tem como objetivo filtrar e apontar as conclusões mais importantes extraídas de 293 eventos registrados no IRS que ocorreram entre os anos de 2010 e 2019.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Os eventos incluídos no banco de dados do IRS são codificados conforme as diretrizes apresentadas no documento *Manual for IRS Coding joint IAEA/NEA International Reporting System for Operating Experience Service Series N°20* [8]. Esse documento fornece orientações para codificação padronizada de eventos, através de nove grupos de códigos, que serão descritos na segunda etapa do processo ilustrado na Figura 1.

O processo de análise das informações apresentadas nos relatórios de eventos registrados no IRS consiste em três etapas como ilustrado na Figura 1.

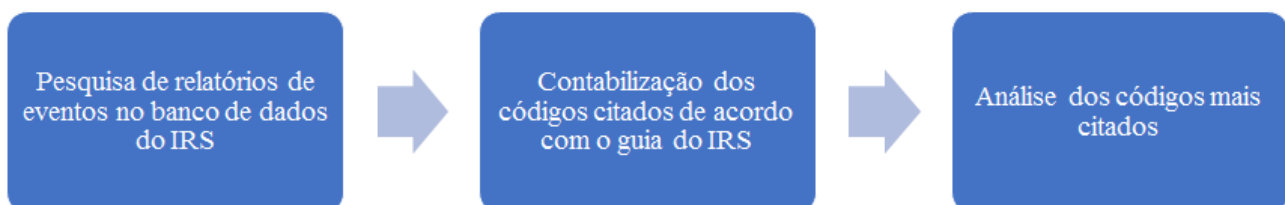


Figura 1: Etapas do estudo sobre eventos operacionais em reatores resfriado e moderados à água leve pressurizada

A primeira etapa da pesquisa foi a definição do escopo dos relatórios de eventos que seriam estudados. Durante essa etapa, extraíram-se as informações do banco de dados do IRS usando um filtro para reatores refrigerados e moderados à água leve pressurizada. Nesse grupo de reatores, encontram-se diversos modelos e fabricantes construídos sobre duas concepções: PWR (Pressurized

Water Reactor) e VVER (Water-Water Energetic Reactor). A escolha desses modelos de reatores tem como base os projetos das usinas nucleares brasileiras que são do tipo PWR e as semelhanças com os reatores VVER. Angra 1 é um projeto PWR americano da empresa Westinghouse e Angra 2 é um projeto PWR alemão que foi desenvolvido pelas empresas Siemens e KWU [9]. Devido à quantidade de informações registradas no banco de dados, aplicou-se outro filtro na pesquisa referente ao período de ocorrência do evento e, esse foi limitado entre os anos de 2010 a 2019 para garantir uma amostra estatística representativa. O resultado final foi uma lista composta por 293 relatórios de eventos.

Na segunda etapa do estudo, agruparam-se os eventos segundo os códigos presentes no guia da IAEA que são divididos em nove grupos de informações. O primeiro grupo refere-se a algumas categorias de eventos pré-definidas (categoria de relatórios), como por exemplo, liberação de radiação, perda das barreiras de proteção, degradação ou falha em sistema de segurança, etc. O segundo grupo de códigos descreve a situação da planta antes da ocorrência do evento, ou seja, se a usina estava em potência, desligada para recarregamento ou por motivo de segurança, sob alguma variação de potência ou ainda, nas fases de construção ou comissionamento. No terceiro grupo, encontram-se as informações de sistemas falhados ou afetados, sendo alguns deles: refrigeração do reator (SRR); auxiliares do reator; elétricos; circuito secundário, aquecimento e refrigeração; instrumentação e controle (I&C); dentre outros. Componentes falhados ou afetados são avaliados dentro do quarto grupo, por exemplo: transmissores de I&C, computadores, controladores, válvulas, tubulações, bombas, trocadores de calor, disjuntores, fusíveis, relés, etc. O quinto grupo de códigos está relacionado aos resultados da análise de eventos evidenciando a causa direta e aspectos relacionados ao desempenho humano, organizacional ou de equipamento. Os efeitos dos eventos para a operação da planta são analisados no sexto grupo de códigos que contemplam consequências do tipo: desligamento do reator, variação de potência, liberação de radiação, não atendimento a limites regulados, perdas financeiras, etc. O sétimo grupo (características do evento) refere-se às ações observadas durante o transiente em investigação. Os oitavo e nono conjuntos descrevem a natureza da falha e a forma de restabelecimento da usina (ações de recuperação da usina) para manter uma condição segura.

Na terceira etapa, foram identificados os códigos mais citados e pesquisadas outras referências bibliográficas relacionadas ao código de evento em análise.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A Figura 2 mostra a distribuição de eventos citados para o grupo “Categoria de Relatórios” que possui vinte e seis codificações disponíveis. Os dados coletados mostram que o código relacionado a “Deficiências na Operação” é o mais citado nos relatórios. Esse tipo de deficiência está relacionado a falhas humanas, deficiências ou não aderência a procedimentos, treinamento inadequado, dentre outros [8]. O segundo código mais citado é “Eventos de potencial significativo para a segurança” que engloba uma série de eventos com baixa significância, eventos recorrentes, problemas genéricos quanto ao mecanismo de troca de experiência, pesquisa ou regulação. Na terceira posição, aparecem as “Deficiências de projeto” que podem ocasionar uma perda de um sistema ou função de segurança, falhas de modo comum e aplicação de materiais incompatíveis com as condições ambientais ou operacionais.

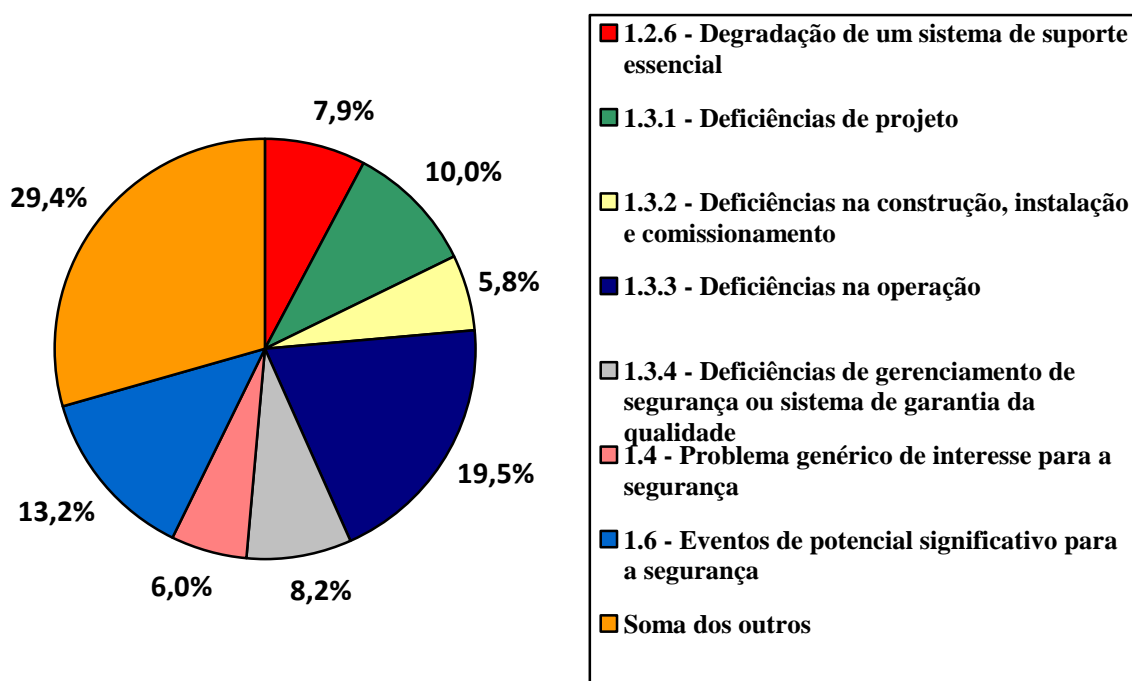


Figura 2: Distribuição percentual dos eventos operacionais dentro do grupo “Categoria de Relatórios”

Em um conjunto de vinte e três codificações possíveis, a Figura 3 mostra que 40,2% dos eventos pesquisados ocorreram quando as usinas operavam em plena potência. O segundo grupo de

condição operacional citado nos relatórios está relacionado a testes e manutenção. Outra condição importante observada é a de recarregamento e, na maioria dos casos, os eventos ocorrem com elementos combustíveis no núcleo do reator.

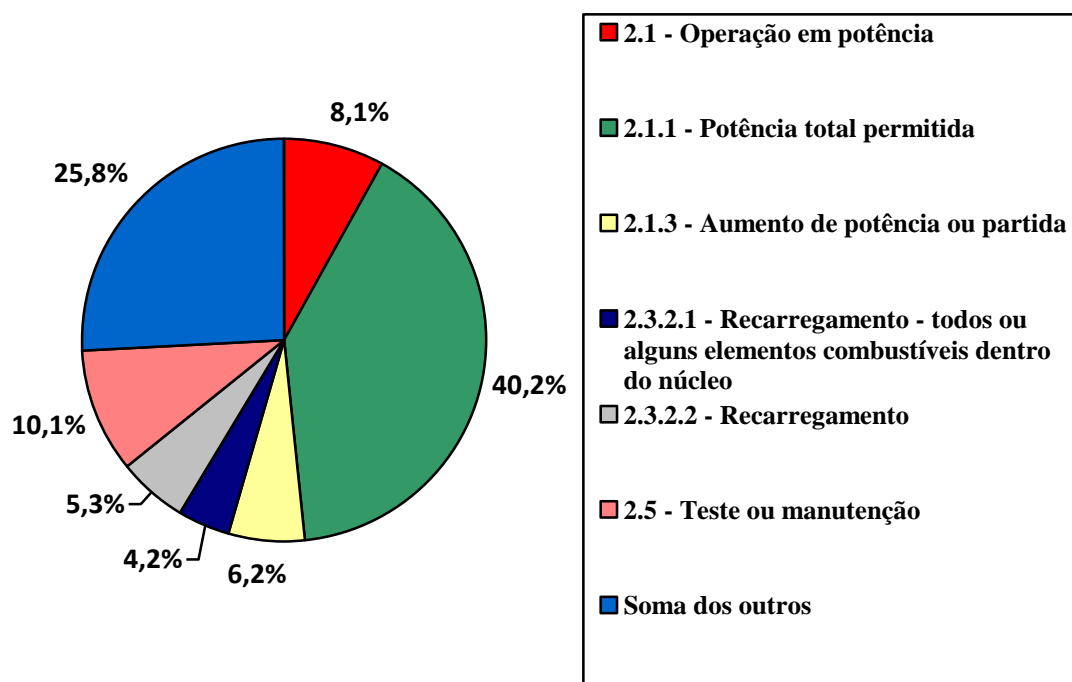


Figura 3: Ocorrência de eventos para o grupo “Situação da planta antes da ocorrência do evento”

Dos cento e vinte e quatro códigos disponíveis para “Sistemas falhados ou afetados”, o código mais citado na Figura 4 está relacionado aos geradores diesel de emergência e seus sistemas associados (óleo lubrificante, óleo combustível, resfriamento das camisas de partida, etc), registrados em 6,6% dos relatórios analisados. Apesar do percentual do código mais mencionado não representar uma grande parcela do total, verifica-se que este é significativo devido ao grande número de possibilidades. A reconhecida importância do funcionamento dos sistemas de segurança dos geradores diesel de emergência em projetos segurança das usinas levou ao desenvolvimento de um estudo para análise dos eventos relacionados a esses sistemas [10]. A segunda codificação de maior frequência está relacionada ao sistema de refrigeração do reator, registrada em 5,6% dos relatórios. O terceiro sistema, apontado em 4,7% dos casos, é dos Geradores de Vapor que são barreiras contra a liberação de radioatividade para o meio ambiente.

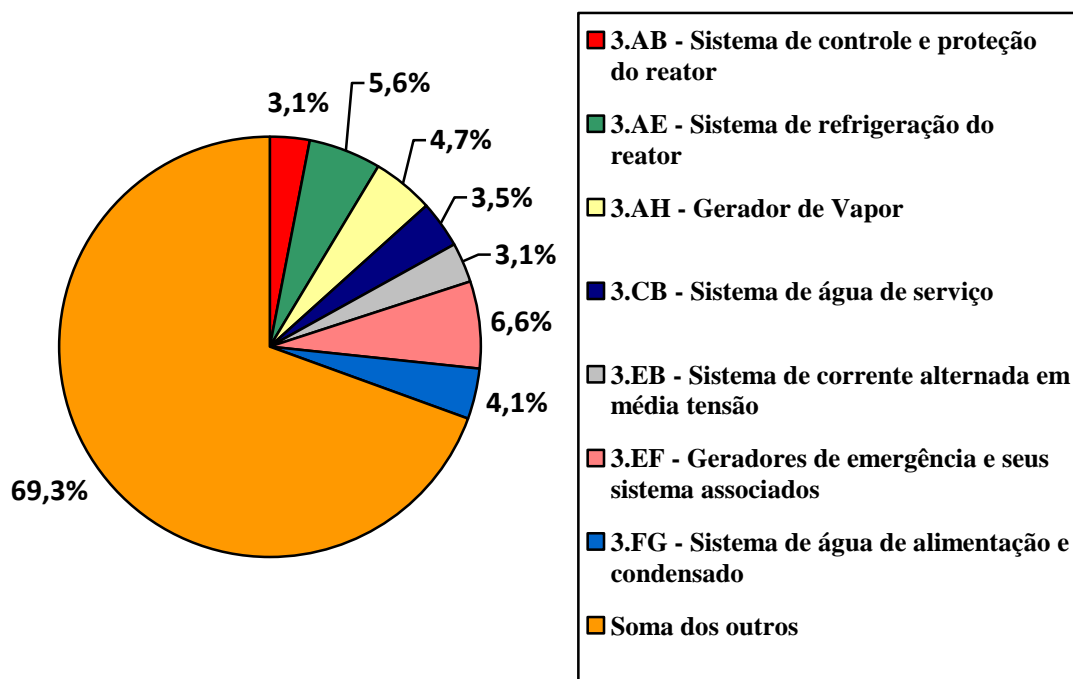


Figura 4: Ocorrência de eventos para o grupo “Sistema falhados ou afetados”

O grupo “Componente falhado ou afetado” é composto por vinte e seis codificações, cujo resultado do estudo é mostrado na Figura 5. Os resultados indicam que os componentes com mais citações são as válvulas e seus sistemas de acionamento que representam 15,2% do universo analisado. Uma análise indicando que as válvulas são os componentes mais afetados no conjunto de eventos analisados é mostrada em [11]. Componentes como “Tubos e dutos” aparecem em 8,9% dos relatórios analisados. Um estudo para as usinas PWR alemãs que relaciona a falha de componentes mecânicos como tubulações a um processo de degradação por envelhecimento é mostrado em [12]. Componentes elétricos como relés, conectores e chaves fazem parte do terceiro grupo mais mencionado, representando 7,6% das ocorrências. Um estudo para as principais causas que levaram a falhas em componentes, recomendando práticas e reforçando a importância da utilização de informações de experiência operacional é mostrado em [13].

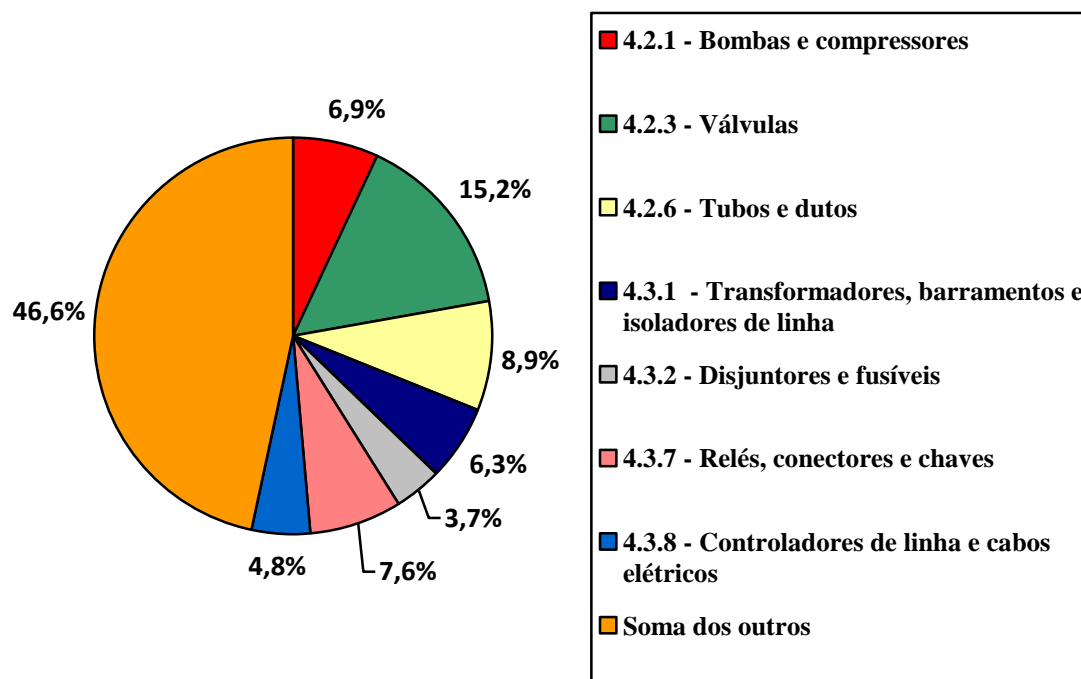


Figura 5: Ocorrência de eventos para o grupo “Componente falhado ou afetado”

Dois códigos foram citados igualmente para o grupo causa direta e estes são relativos à “Manutenção e testes periódicos de equipamentos” e “Envolvimento da equipe de manutenção”, correspondendo a aproximadamente 2,8% de um conjunto de cento e sessenta e sete possibilidades, como pode ser observado na Figura 6. O segundo código mais recorrente relaciona o desempenho humano e a qualidade dos procedimentos. Devido à importância da atuação humana na segurança das usinas, um estudo sobre o impacto dos fatores organizacionais sobre o desempenho humano é abordado em [14].

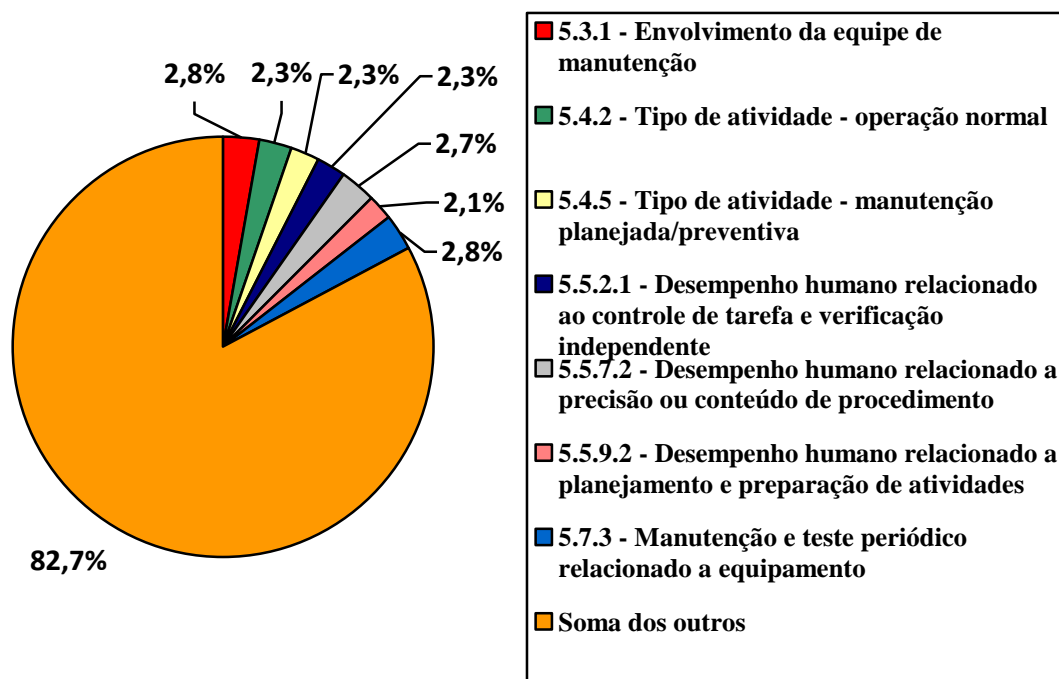


Figura 6: Ocorrência de eventos para o grupo “Causa direta”

Dentre vinte e um códigos para o grupo “Efeitos na operação”, na Figura 7, verifica-se que 28,3% dos códigos citados não apresentaram impactos relevantes para a operação, o que reforça a importância do estabelecimento de uma cultura de segurança e defesa em diversos níveis de profundidade. Desligamento automático do reator, que constitui uma importante ação preventiva para manter a planta em uma condição segura, é o segundo código mais apontado, representando 15,0 % do total de eventos. Com 8,7% de representação, “Desligamento controlado” e “Limites das Especificações Técnicas excedidos” dividem a terceira posição nos registros de eventos avaliados. As Especificações Técnicas contêm os limites e os requisitos para garantir a confiabilidade dos sistemas de segurança das usinas atendendo aos requisitos definidos no Relatório Final de Análise de Segurança (RFAS) [15-16].

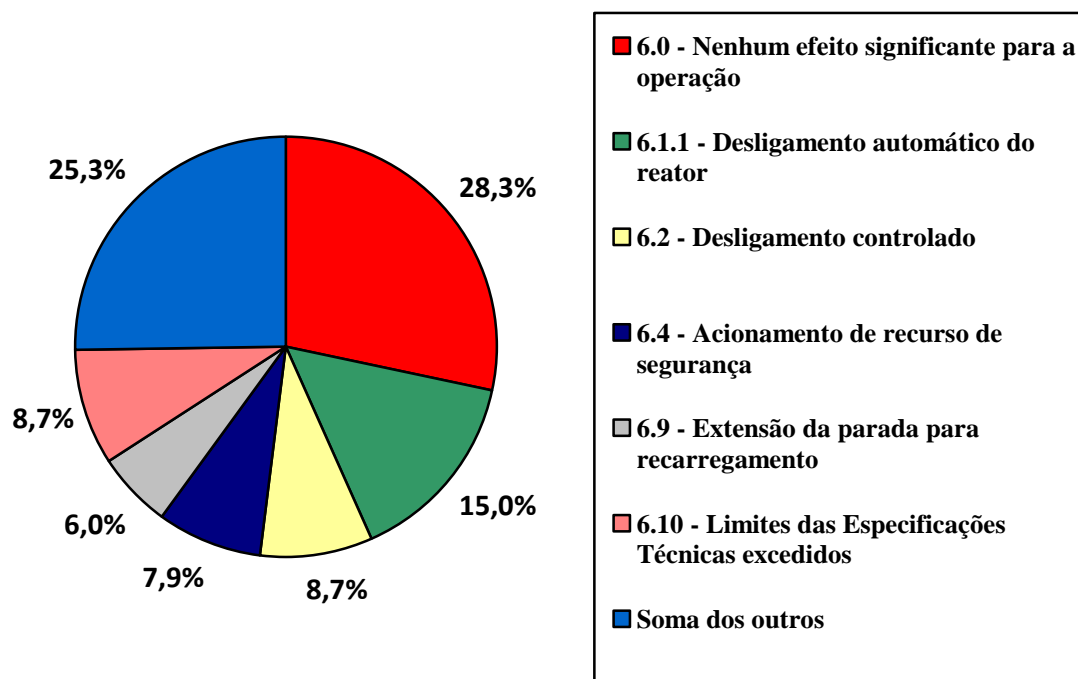


Figura 7: Ocorrência de eventos para o grupo “Efeitos na operação”

Ao se analisar a Figura 8, verifica-se que o código mais citado para as “Características do evento” indica uma condição que não está coberta pelos códigos existentes. Na segunda colocação, aparece a codificação relacionada às oscilações de potência, com ocorrência de 11,9%. Variações da potência nuclear e suas consequências para a segurança de uma usina são mostradas em [17]. Devido à importância do controle de potência no núcleo em um reator, falhas com essas características são consideradas no relatório de análise de segurança da usina [15]. Possíveis degradações de uma função de segurança ocorreram em 10,4% das citações. A implementação das funções críticas de segurança no processo de licenciamento de usinas nucleares é resultado da aplicação dos conceitos de experiência operacional durante a análise do evento ocorrido na usina americana de Three Miles Island [18].

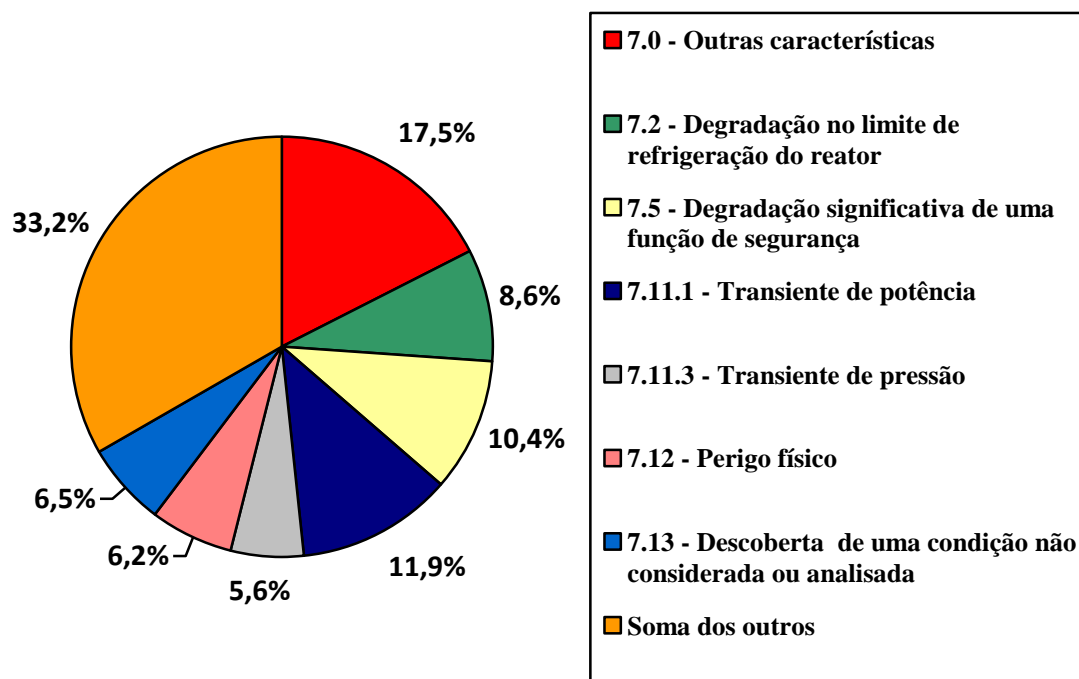


Figura 8: Ocorrência de eventos para o grupo “Características do evento”

Dentre os oito códigos disponíveis para o grupo “Natureza das falhas ou erros”, a Figura 9 mostra que o mais comum é o de falhas ou erros simples com 35,7% das citações. As falhas ou erros múltiplos em sistemas independentes representam 17,0% das classificações, o que demonstra a importância do emprego de técnicas de redundância e diversidade nos projetos de reatores [19]. As falhas de causa comum representam 13,2% do total de menções. Esse tipo de falha causa preocupação por reduzir a confiabilidade dos sistemas de segurança [20].

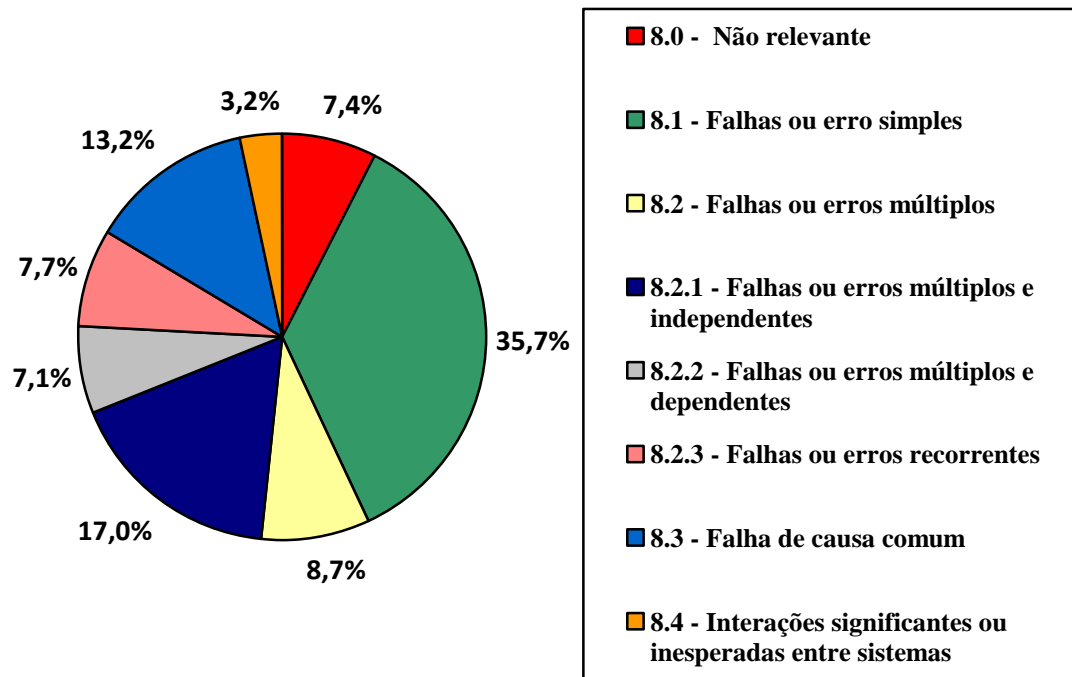


Figura 9: Caracterização de eventos do grupo “Natureza das falhas ou erros”

A Figura 10 mostra que a recuperação das condições das usinas ocorreu em 50,7% devido à ação humana seguindo rotinas e procedimentos previstos. Os dados apresentados também demonstram a importância dos sistemas automáticos da usina para a recuperação da mesma, visto que 10,3% das citações ocorreram sem atuação humana.

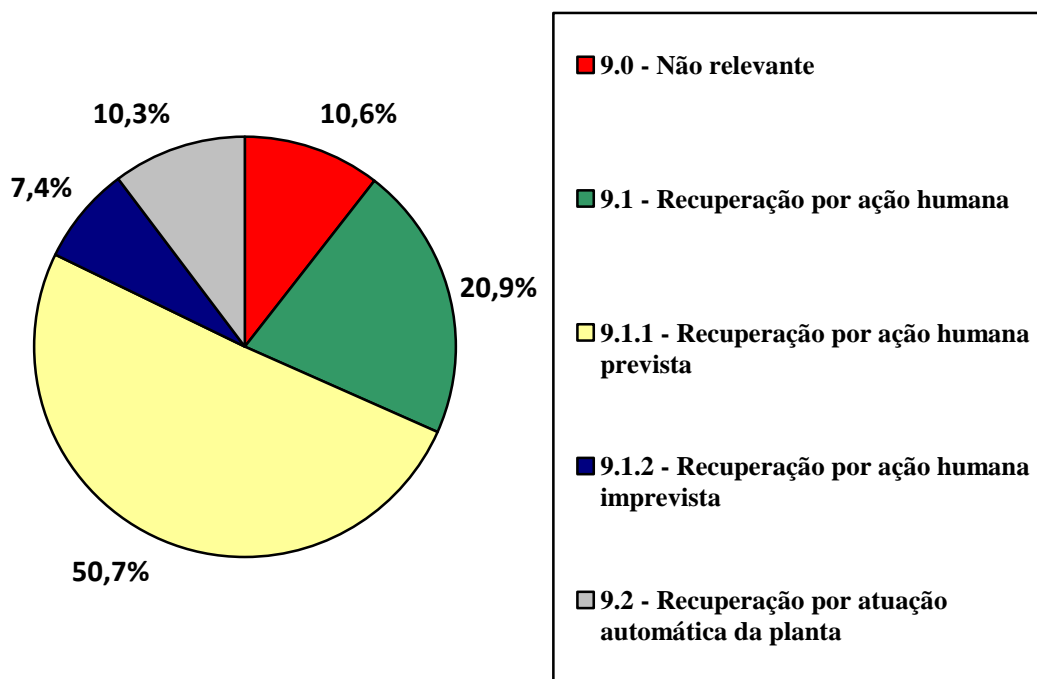


Figura 10: Distribuição dos eventos para o grupo “Ações de recuperação da usina”

4. CONCLUSÃO

Este trabalho reforça a importância da área de Experiência Operacional para a segurança de usinas nucleares e, mostra como as ferramentas de armazenamento e análise auxiliam na prevenção da recorrência de eventos. O banco de dados do IRS tem informações suficientes para auxiliar o aperfeiçoamento de variados programas (manutenção, desempenho humano, controle de configuração, gerenciamento de envelhecimento, entre outros) em diversos tipos de reatores refrigerados e moderados à água leve pressurizada. Os erros pontuais no processo de seleção dos eventos ou codificação realizada não são relevantes quando se analisa uma grande amostra de eventos.

Os resultados demonstram que para a “Categoria dos Relatórios”, o somatório dos quatro códigos mais citados (deficiências na operação; eventos de potencial significativo para a segurança; deficiências de projeto; deficiências de gerenciamento de segurança ou sistema de garantia da qualidade) supera a metade dos casos registrados, demonstrando que as usinas precisam destinar

atenção especial a essas situações nos seus programas. Para reduzir o impacto das deficiências de operação, verifica-se a necessidade de constante aperfeiçoamento das práticas operacionais.

Considerando as possíveis situações da planta antes da ocorrência do evento, conclui-se que quase em metade dos casos as usinas estavam em operação plena ou parcial.

Os sistemas falhados ou afetados mais citados nos relatórios analisados foram: geradores diesel de emergência (6,6%), sistema de refrigeração do reator (5,6%) e problemas dos geradores de vapor (4,7%). A soma da ocorrência desses três sistemas corresponde a quase 17% do total investigado.

No grupo dos componentes falhados ou afetados destacam-se as válvulas e seus acionamentos (15,2 %); dutos e tubos (8,9%); componentes elétricos (7,6%) e, bombas e compressores (6,9%). Esses quatro grupos de componentes correspondem a mais de 30 % dos dados analisados.

As causas diretas apontadas possuem baixas ocorrências individuais devido à quantidade de código possíveis, entretanto, se for realizado um agrupamento por afinidade, o conjunto de ocorrências relacionadas à manutenção representam 7,9 % dos eventos, seguido pelas causas relacionadas ao desempenho humano citadas em 7,1 % dos relatórios.

Dentre as possíveis consequências dos eventos, os desligamentos automáticos ou manuais de forma controlada, que podem estar relacionados aos limites das Especificações Técnicas, correspondem a mais de 30% dos eventos. Se forem considerados no somatório os acionamentos de dispositivos de segurança, esse conjunto de códigos supera 40 % do total. Esses resultados indicam que a cultura existente nas plantas nucleares prioriza a segurança nuclear em detrimento das questões financeiras e, que esse processo de estabelecimento de níveis de defesa precisa ser contínuo.

Sobre as características dos eventos, destacam-se oscilação de potência (11,9 %), degradações e uma função de segurança (10,4 %) e degradação no limite de refrigeração do reator (8,6 %). Agrupando-se as três características de eventos citadas, verifica-se que o conjunto corresponde a mais de 30% dos eventos.

No grupo de códigos relacionados à natureza das falhas ou erros, destacam-se as falhas simples (35,7%), seguidas das falhas ou erros múltiplos em sistemas independentes (17 %). As falhas de causa comum representam 13,2 % do total, sendo o valor significativamente alto em comparação com os outros tipos de falhas.

Os resultados para a recuperação da usina demonstram um alto percentual da ação humana, seja através de rotinas e procedimentos previsto (50,7%) ou não (20,9%). Os eventos relacionados à recuperação por ações automáticas também se mostram significativas, visto que representam 10,3 % do total.

Finalizando, é importante ressaltar o papel dos profissionais que atuam nas diversas áreas das usinas sobre a segurança operacional das instalações. Dessa forma, verifica-se a importância do treinamento dos profissionais para reduzir os erros humanos e manter as condições de segurança das usinas.

REFERÊNCIAS

- [1] CHEN, L. **Safety of Nuclear Energy: Analysis of Events at Commercial Nuclear Power Plants**. Tese de Mestrado. ETH Zurich, 2018.
- [2] VILLAS BOAS, M. J. **Diagnóstico de Classes utilizando Inteligência de Enxames aplicada ao Problema de Identificação de Transientes Nucleares**. Dissertação de Mestrado. Fortaleza: Universidade Estadual do Ceará, 2011.
- [3] CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear. **Norma NN 1.14 – Relatórios de operação de usinas nucleoeletricas**, 2002.
- [4] ARAUJO, J. B., VITAL, R. B. N., VITAL, T. M. Nuclear power plant event study based on International Reporting System (IRS). 2019 International Nuclear Atlantic Conference (INAC 2019), Santos, Brazil, 2019.
- [5] IAEA - International Atomic Energy Agency. **Specific Safety Requirements (SSR-2/2) - Safety of Nuclear Power Plants: Commissioning and Operation**, 2016.
- [6] VITAL, R. B. N., VITAL, T. M. O envelhecimento de cabos de instrumentação e controle em centrais nucleares. **Revista Científica do Instituto Federal de São Paulo**, v. 19, pp. 37-42, 2018.
- [7] IAEA - International Atomic Energy Agency. **Reference Data Series N° 2 - Nuclear Power Reactors in the world**, 2019.

- [8] IAEA - International Atomic Energy Agency. **Manual for IRS coding – Joint IAEA/NEA International Reporting System for operating experience – Service Series N° 20**, 2011.
- [9] GUIMARÃES, L. A. **Metodologia de Gerenciamento da Degradação por Envelhecimento nas Usinas Nucleares de Angra**. Dissertação de Mestrado. Rio de Janeiro: CNEN/IEN, 2017.
- [10] KANCEV, D., DUCHAC, A., ZERGER, B., MAQUA, M., WATTRELOS, D. Events related to emergency diesel generators in the nuclear industry: Analysis of lessons learned from the operating experience. **Progress in Nuclear Energy**, v. 75, pp. 192-197, 2014.
- [11] BALLESTEROS, A., SANDA, R., MAQUA, M., STEPHAN, J. L. Operational experience data analysis on events related to maintenance at nuclear power plants. **Nuclear Science and Engineering**, v. 184, pp. 575-583, 2016.
- [12] MICHEL, F. Evaluation of operating experience with regard to passive mechanical components – approach and new insights. **EUROSAFE 2012**, 2012.
- [13] ZIEDELIS, S. Summary report on events related to supply of nuclear power plants components. **JRC Scientific and Policy Reports**, 2012.
- [14] ALVARENGA, M. A. B., FRUTUOSO E MELO, P. F., FONSECA, R. A. A critical review of methods and models for evaluating organizational factors in Human Reliability Analysis. **Progress in Nuclear Energy**, V. 75, pp. 25-41, 2014.
- [15] ELETRONUCLEAR. **Final Safety Analysis Report – Centra Nuclear Almirante Álvaro Alberto – UNIT 2**, rev. 14, 2016.
- [16] DELCOURT, J. H. **Estudo da confiabilidade do sistema de água gelada de um usina PWR de 4 loops de projeto KWU de 1330 kWe**. Dissertação de Mestrado. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2005.

- [17] ALMEIDA, C. A. B. **Oscilações espaciais de Xenônio-135 e fluxo neutrônico**. Dissertação de Mestrado. Recife : Universidade Federal de Pernambuco, 2006.
- [18] TEIXEIRA, P. I. N. **Modelagem de funções críticas de reatores nucleares utilizando Field Programmable Gate Array**. Dissertação de Mestrado. Rio de Janeiro: CNEN/IEN, 2016.
- [19] COSTA, S. D. N. **Proposta de implantação de um programa de monitoração de confiabilidade de sistemas eletrônicos de segurança em usina nuclear**. Dissertação de Mestrado. Rio de Janeiro: CNEN/IEN, 2016.
- [20] GOMES, M. R. S. **Indisponibilidade dos sistema de remoção de calor residual de Angra 1 por Redes Bayesianas considerando falhas dependentes**. Dissertação de Mestrado. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2015.