

Ministério da Saúde



COORDENAÇÃO DE ENSINO

Programa de Residência em Física Médica/Ênfase em Imagem

BRUNO ALVES BRENCA VIEIRA

Estudo do Equivalente de Dose Individual em Extremidades de Indivíduos
Ocupacionalmente Expostos em um Serviço de Medicina Nuclear

Rio de Janeiro

2018

BRUNO ALVES BRENCA VIEIRA

Estudo do Equivalente de Dose Individual em Extremidades de Indivíduos
Ocupacionalmente Expostos em um Serviço de Medicina Nuclear

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Instituto Nacional de
Câncer José Alencar Gomes da Silva
como requisito parcial para a
conclusão do Programa de
Residência em Física Médica/Ênfase
em Imagem

Orientador: Jorge Wagner Esteves da Silva, Dsc

Rio de Janeiro

2018

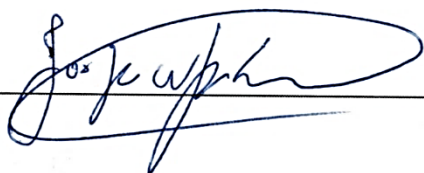
BRUNO ALVES BRENGA VIEIRA

Estudo do Equivalente de Dose Individual em Extremidades de Indivíduos
Ocupacionalmente Expostos em um Serviço de Medicina Nuclear

Avaliado e Aprovado por:

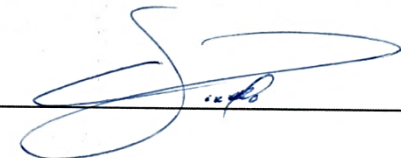
Jorge Wagner Esteves da Silva, DSc.

Ass.



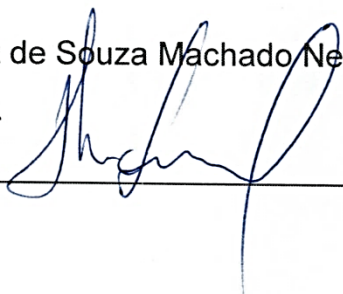
Elizabeth Aparecida Vianello, DSc.

Ass.



Luiz de Souza Machado Neto, MSc.

Ass.



Data: 22/03/2018

Rio de Janeiro

2018

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho aos meus pais que fizeram o impossível para me dar uma educação em tempos difíceis.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos os envolvidos nesse trabalho, pois sem eles não teria sido possível sua confecção. Ao meu orientador, Jorge Wagner, que me deu todo apoio e orientações de que precisei ao longo desse caminho, a Claudia Maurício e Lídia Vasconcellos do Instituto de Radioproteção e Dosimetria por me receberem de braços abertos e me ajudarem em tudo que precisei.

Ao Dr. Luiz Machado por ter aberto as portas do Serviço de Medicina Nuclear do HCl/INCA para a realização desse trabalho.

À Rosangela Pinto e ao Sérgio Alves pela ajuda na irradiação e leitura dos dosímetros.

Aos meus colegas de residência por terem me apoiado e pelos momentos de descontração.

À Júlia Ávila por todo auxílio e incentivo em todos os momentos.

Agradeço ao Ministério da Saúde e ao Instituto Nacional de Câncer por fornecer a bolsa e todas as condições necessárias para que esse trabalho fosse concluído.

“Você não pode ensinar nada a um homem; você pode apenas ajudá-lo a encontrar a resposta dentro dele mesmo.” (Galileu Galilei)

RESUMO

A utilização das radiações ionizantes deve proporcionar um benefício líquido para a sociedade com base em três princípios fundamentais: justificação, otimização e limitação de dose. De forma a cumprir tais objetivos, sistemas de controle que forneçam uma monitoração precisa da dose para os trabalhadores expostos necessitam ser empregados na prática.

A dosimetria ocupacional é usada para medir e certificar que os trabalhadores recebem em suas atividades diárias, doses que não superam os limites estabelecidos pelas normas oficiais. Portanto, os sistemas de detecção de radiação são usados para correlacionar a quantidade de exposição à radiação com quantidades dosimétricas. Do qual o equivalente de dose pessoal $H_P(d)$ é de particular importância.

Existem dificuldades associadas à medição da exposição à radiação nas extremidades, não apenas no posicionamento dos dosímetros nos pontos de maior exposição, como as pontas dos dedos, mas também na personalização para cada indivíduo. A busca de metodologias que superem esses problemas é uma área de pesquisa ativa na comunidade científica. Os simuladores impressos tridimensionais (3D) para simular a exposição na monitoração da radiação podem ser ferramentas úteis nesta pesquisa.

O objetivo deste trabalho é avaliar a dose equivalente nas extremidades dos trabalhadores expostos à radiação e correlacioná-lo à medida do mesmo parâmetro no ponto mais conveniente da perspectiva operacional. Além disso, esses resultados foram correlacionados com os resultados obtidos a partir de experiências realizadas com o simulador de mão impresso em 3D. Os testes foram realizados com quatro tecnólogos, responsáveis pela preparação e distribuição de radiofármacos marcados com Tc-99m, monitorados com conjuntos de dosímetros termoluminescentes posicionados em pontos específicos das mãos e punhos.

Os resultados mostraram que as características pessoais de cada indivíduo afetam a dose de radiação nas extremidades. No entanto, essas diferenças foram correlacionadas com os resultados obtidos com o simulador da mão tridimensional.

Palavras-chave: Dosimetria termoluminescente, Extremidades, Simulação

ABSTRACT

The use of ionizing radiation must provide a net benefit to society based on three fundamental principles: justification, optimization and dose limitation. Control systems that provide accurate dose monitoring for the exposed workers need to be employed.

Occupational dosimetry is used to measure and certify that workers receive in their daily activities, doses that do not surpass the limits established by the official norms. Therefore, radiation detection systems are used to correlate the amount of radiation exposure with dosimetric quantities. Of which the personal dose equivalent $H_P(d)$ is of particular importance.

There are difficulties associated with the measurement of radiation exposure in extremities, not only in positioning dosimeters in the highest exposure spots, such as fingertips, but also in customizing for each individual. The search for methodologies that overcome these problems is an area of active research by the scientific community. 3D printed phantoms to simulate radiation exposure and monitoring may be a useful tool in this search.

The aim of this work is to evaluate the dose equivalent in extremities of workers exposed to radiation and correlate it to the measurement of the same parameter at the point most convenient from the operational perspective. Furthermore, these results were correlated to results obtained from experiments done with the 3D printed hand phantom. The tests were performed with four technicians, responsible for preparing and dispensing Tc-99m labeled radiopharmaceuticals, monitored with thermoluminescent dosimeter sets positioned at specific points of the hands and wrists.

The results showed that personal characteristics of each individual affected radiation dose in the extremities. However, these differences are correlated with results obtained with the 3D hand phantom.

Key words: Thermoluminescence dosimetry, Extremities, Simulation

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Resposta característica de um cristal termoluminescente. As linhas tracejadas representam o intervalo de confinamento de 95%.....	21
Figura 2. Exemplo de planilha de coleta de dados preenchida.	25
Figura 3. Determinação do fator de normalização $f_{cTc99m} = A \times T$ (GBq.min). Onde A é a atividade total manipulada e T é o tempo total de manipulação.....	30
Figura 4. Simulador articulado com os dosímetros afixados nas posições de monitoração.....	31
Figura 5. Fatores de Normalização: (a) Distribuições globais dos fatores de normalização. (b) Distribuições médias dos fatores de normalização por IOE.....	35
Figura 6. (a) Distribuições globais de doses em extremidades. (a) Doses em $H_P(0,07)$ não normalizadas (μSv). (b) Doses em $H_P(0,07)$ normalizadas pela Atividade ($\mu Sv/GBq$).	36
Figura 7. (a) Distribuições globais de doses em extremidades. (a) Doses em $H_P(0,07)$ normalizadas pela Atividade ($\mu Sv/GBq$). (b) Doses em $H_P(0,07)$ normalizadas pela Atividade x Tempo ($\mu Sv/(GBq, min)$).....	37
Figura 8. Distribuição de doses para os IOE em diferentes experimentos (dias de aquisição de dados). (a) IOE 1. (b) IOE 2.	39
Figura 9. Distribuição de doses para os IOE em diferentes experimentos (dias de aquisição de dados). (a) IOE 3. (b) IOE 4.	40
Figura 10. Distribuição de doses em extremidades dos IOE.....	42
Figura 11. Comparação das distribuições de dose entre os IOE e o Simulador.	44
Figura 12. Resultado da análise comparações múltiplas de Dunnet para as diferenças das doses mensuradas diretamente nos IOE e no Simulador.....	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Codificação dos pontos de monitoração apresentados nos gráficos.....	26
Tabela 2: Resultados da análise dos fatores de normalização	34
Tabela 3. Distribuição de doses normalizadas nos pontos de monitoração dos IOE. Todos os valores de $H_P(0,07).f_c$ se encontram em $\mu\text{Sv}/(\text{GBq}\cdot\text{min})$	41
Tabela 4. Fator de correção para o ponto mais exposto a partir do monitoração	43
Tabela 5. Distribuição de doses normalizadas nos pontos de monitoração do Simulador. Todos os valores de $H_P(0,07).f_c$ se encontram em $\mu\text{Sv}/(\text{GBq}\cdot\text{min})$	44
Tabela 6. Comparações múltiplas com o ponto de máxima exposição P1-DIN-MD (teste de Dunnet).....	45

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	14
2.1. Dosimetria ocupacional	17
2.2. Grandezas dosimétricas	17
2.2.1. Grandezas limitantes.....	18
2.2.2. Grandezas operacionais.....	19
2.3. Dosímetro.....	20
2.3.1. Dosímetro termoluminescente (TLD)	20
2.2. Dosimetria de extremidades.....	21
2.4. Simulador tridimensional	22
3. MATERIAL E MÉTODOS	24
3.1. Leitura dos TLD	26
3.2. Incerteza da medição	28
3.3. Fator de normalização de doses.....	29
3.4. Simulador articulado de extremidade.....	30
3.5. Análise estatística dos dados	31
3.6. Considerações éticas.....	33
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	34
4.1. Fator de normalização	34
4.2. Avaliação das distribuições de doses nos pontos de monitoração.....	38
4.6. Validação do simulador de extremidade	43
5. CONCLUSÃO	47
REFERÊNCIAS.....	48

1. INTRODUÇÃO

A medicina nuclear é a especialidade médica que emprega radiofármacos (fármacos marcados com radionuclídeos), para o diagnóstico e tratamento de diversas doenças. Por consequência, a exposição às radiações ionizantes é inevitável, tanto para o paciente, quanto para os indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE), como são definidos os profissionais envolvidos na realização dos procedimentos médicos.

A utilização das radiações ionizantes deve trazer um benefício líquido para a sociedade, obedecendo aos princípios da justificação, da otimização da proteção radiológica e da limitação de dose ^{1,2}. Dessa forma, do ponto de vista laboral, devem ser empregados sistemas de controle que permitam não somente otimizar a proteção radiológica, como também promover um apurado controle das doses às quais os IOE são submetidos ³⁻⁵.

No Brasil, a avaliação das doses recebidas pelos IOE deve mandatoriamente fazer parte de um programa de dosimetria ocupacional ^{1,2}. Em um serviço de medicina nuclear (SMN) o programa de dosimetria ocupacional deve obedecer às Normas NN-3.01 ² e NN-3.05 ⁶ da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN).

A medida direta dos efeitos das radiações ionizantes é difícil e/ou não prática no ambiente ocupacional, uma vez que demanda a coleta de materiais biológicos para a posterior análise, por exemplo a dosimetria citogenética ⁷⁻¹⁰. Dessa forma grandezas denominadas operacionais foram desenvolvidas de forma a facilitar o contínuo processo de monitoração das doses recebidas ocupacionalmente ¹¹. Dentre essas grandezas operacionais, o equivalente de dose pessoal na profundidade d no tecido mole, $H_p(d)$, é de extrema importância para a dosimetria ocupacional ¹¹⁻¹³. Para a monitoração nas extremidades (mãos e pés), usa-se a profundidade $d = 0,07 \text{ mm}^2$.

A monitoração de extremidades tem se mostrado desafiadora, uma vez que diferenças mínimas no posicionamento dos dosímetros podem acarretar em diferenças significativas, na ordem de 1,6 a 27 vezes quando comparados ao ponto de maior exposição na estimativa de dose em tais estruturas ^{4,5,14-23}.

A tecnologia de simulação computacional tem demonstrado utilidade no estudo dosimétrico ^{24,25}, porém demanda recursos nem sempre disponíveis ou dispendiosos,

assim como pessoal qualificado para o seu efetivo emprego, o que torna complexa a sua disseminação fora do meio acadêmico.

A popularização da impressão tridimensional (3D) tem reduzido os custos de sua utilização, assim como a maior disponibilidade em diversos locais do país, o que aumenta seu potencial para aplicação na construção de simuladores, auxiliando o estudo dosimétrico nas situações rotineiras realizadas nos serviços de medicina nuclear, a um baixo custo e com fácil aplicação.

Sendo assim, o objetivo desse estudo é determinar a distribuição de dose equivalente em extremidades dos IOE em um Serviço de Medicina Nuclear e obter uma relação entre o ponto mais exposto com a região mais adequada operacionalmente para a monitoração; além de correlacionar os resultados obtidos na monitoração com aqueles oriundos da simulação das situações de exposição ocupacionais em extremidades, utilizando-se um simulador físico construído mediante aplicação da tecnologia de impressão 3D.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Medicina Nuclear é uma especialidade médica, que emprega materiais radioativos denominados radionuclídeos, em conjunto com substâncias (fármacos) que sejam concentradas, excretadas ou metabolizadas por órgãos ou sistemas orgânicos alvo de estudo, com o objetivo de realizar o diagnóstico ou tratamento de diversas patologias ²⁶⁻²⁸

A aplicação de radionuclídeos em medicina tem sido uma ferramenta de grande valor ^{29,30}. Contudo, toda prática que utilize materiais ou dispositivos que emitem radiações ionizantes deve ter indicações definidas e claras, plenamente justificáveis e obedecer a critérios de otimização, isso é, todo processo que permita maximizar os benefícios em relação aos riscos oriundos de seu emprego ^{30,31}.

O radionuclídeo mais empregado em medicina nuclear é o tecnécio-99 metaestável (^{99m}Tc) ^{28,32-34}, esse um isômero do tecnécio (Z = 43). originalmente denominado como Elemento 43, ele foi o primeiro elemento produzido artificialmente, tendo sido inicialmente isolado e estudado por Carlo Perrier e Emilio Segrè, no período de 1937 a 1939, a partir de uma amostra de molibdênio que havia sido irradiada com um feixe de dêuterons e por nêutrons secundários produzidos num acelerador de partículas (ciclotron) pelo professor E.O. Lawrence em seu laboratório em Berkley ³⁵⁻³⁸.

O ^{99m}Tc é obtido como um produto de decaimento β do molibdênio-99 (⁹⁹Mo), que, por sua vez, é obtido pela captura de um nêutron, através do bombardeamento de átomos de molibdênio-98 (⁹⁸Mo) com nêutrons ^{39,40}. O ^{99m}Tc apresenta a maioria das características ideais para o seu emprego *in vivo* ^{34,39-41}:

- decai por transição isomérica para ⁹⁹Tc através da emissão de raios γ ;
- a baixa energia dos raios γ emitidos (140 keV) faz com que possam escapar facilmente do organismo, otimizando sua detecção e resultando numa baixa dose de radiação para o paciente;
- a sua meia-vida física de 6,02 h é suficientemente longa para a realização do estudo de processos fisiológicos e metabólicos, além de suficientemente curta para minimizar a dose de radiação para o paciente;

- apresenta química muito versátil, podendo ser incorporado em vários tipos de moléculas.
- rotineiramente, o radionuclídeo é obtido de geradores $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$, sob a forma de pertecnetato de sódio (NaTcO_4), no próprio laboratório de manipulação (radiofarmácia), o que aumenta ainda mais a sua versatilidade.

Para o uso desse radionuclídeo, são empregados diversos fármacos com características específicas e afinidades fisiológicas e/ou metabólicas distintas. Quando tais substâncias são marcadas com o radionuclídeo, essas passam a ser denominadas *radiofármacos* ^{34,40-42}.

O processo de preparação dos radiofármacos compreende uma série de procedimentos ⁴⁰⁻⁴⁴ que incluem: a obtenção do radionuclídeo do gerador de $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$ (eluição ou ordenha do gerador); testes de controle de qualidade do eluato; marcação do fármaco com o radionuclídeo; controle de qualidade do radiofármaco e dispensação para administração no paciente.

Como a exposição às radiações ionizantes deve trazer um benefício líquido para a sociedade, do ponto de vista laboral devem ser empregados sistemas de controle que permitam não somente otimizar a proteção radiológica, como também promover um apurado controle das doses às quais os IOE são submetidos ³⁻⁵.

Tal controle é mandatário em face aos riscos inerentes aos procedimentos envolvendo a exposição às radiações ionizantes ⁴⁵. Em determinados níveis de exposição, podem ocorrer efeitos deletérios aos IOE. Esses efeitos são geralmente classificados em efeitos determinísticos ⁴⁶⁻⁵¹ e efeitos estocásticos ⁵²⁻⁶².

Efeitos determinísticos são aqueles que tem uma relação direta com determinados níveis de dose (limiares) recebida pelo indivíduo. A partir desses limiares a severidade e a intensidade dos efeitos é aumentada diretamente com o aumento da dose ^{46-50,54}. Nas atividades dos IOE em medicina nuclear não são esperadas situações onde ocorram efeitos determinísticos.

Efeitos estocásticos são aqueles em que a probabilidade de ocorrência aumenta com a dose recebida, sem a existência de um limiar determinado (ex.: o aumento na probabilidade de desenvolvimento futuro de algum tipo de câncer) ^{50,53-62}. Nos procedimentos ocupacionais em medicina nuclear, devem ser tomados os cuidados relativos à proteção dos IOE de forma a manter as doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis, denominado princípio ALARA ³¹, minimizando-se dessa forma os riscos associados à possível ocorrência dos efeitos estocásticos.

A mensuração dos riscos relativos à ocorrência de efeitos estocásticos leva em consideração diversos fatores, entre os quais a quantidade de radiação recebida pelo indivíduo, a probabilidade de morte associada à idade, a redução da expectativa de vida e as taxas de ocorrência natural de determinados tipos de cânceres ^{50,53-62}.

Dadas as diversas etapas de preparação e dispensação dos radiofármacos, a exposição das extremidades (mãos e punho) é inevitável, a menos que sejam empregados sistemas completamente automatizados para tal fim. Entretanto a utilização de tais sistemas automáticos na rotina dos serviços de medicina nuclear é incomum, devido ao seu elevado custo de implantação, demandando que sejam adotados procedimentos de proteção radiológica para os IOE quanto à exposição das extremidades.

Diversas organizações internacionais dedicam-se aos estudos relacionados à mensuração dos riscos associados ao emprego de radiações ionizantes, fornecendo guias e limites para sua utilização segura em benefício da sociedade, dentre as quais a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), a Comissão Internacional de Unidades e Medidas em Radiação (ICRU) e a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA).

No Brasil, a avaliação das doses recebidas pelos IOE deve mandatoriamente fazer parte de um programa de dosimetria ocupacional ^{1,2}. Em um serviço de medicina nuclear (SMN) o programa de dosimetria ocupacional deve obedecer às Normas NN-3.01 ² e NN-3.05 ⁶ da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN).

2.1. Dosimetria ocupacional

A dosimetria ocupacional tem por finalidade mensurar e certificar que as quantidades recebidas de dose pelos IOE, em função de suas atividades laborativas, estejam sendo mantidas dentro do planejado e não ultrapassem os limites estabelecidos normativamente, são utilizados sistemas de detecção da radiação (dosímetros) que permitam correlacionar a quantidade de radiação recebida com as grandezas dosimétricas desejadas ^{12,13,22}.

2.2. Grandezas dosimétricas

Por causa da capacidade das radiações em interagir com a matéria modificando suas características, foram definidas grandezas que relacionam os efeitos da interação da radiação com o meio através de subprodutos resultantes de tal interação. Podem ser citados como exemplos a carga elétrica dos elétrons ou íons liberados pela ionização, a quantidade de energia absorvida pelo meio, alterações químicas entre outras ¹¹.

Dessa forma, correlacionando-se a quantidade de energia transferida ou absorvida pela matéria, foram definidas as grandezas dosimétricas kerma (K) e a dose absorvida (D) ^{11,63}.

A transferência de energia a partir de partículas não carregadas ou fótons ocorre através da liberação e desaceleração de partículas carregadas na matéria. Dessa forma é definido o kerma (**k**inetic **e**nergie **r**eleased per unit of **m**ass). Uma vez que as cargas liberadas no meio de interação podem realizar a transferência de energia através de colisões com outros elétrons, kerma de colisão (k_c), ou através de seu freamento com a emissão de raios X (radiação de *bremsstrahlung*), kerma de radiação:

$$k = \frac{dE_{tr}}{dm} = k_c + k_r$$

(1)

onde dE_{tr} é igual a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas no material de massa dm . A unidade do kerma no sistema internacional de unidades (SI) é o $J.kg^{-1}$ ou gray (Gy).

Como pode ser observado o kerma é definido em função da energia total transferida para a matéria, indiferente ao ponto de interação, visto que a transferência de energia pode se dar à distância através da radiação de *bremstrahlung*. Sendo assim, de forma a se mensurar a energia média absorvida localmente no ponto de interesse P foi definida a grandeza dose absorvida (D).

A dose absorvida (D) é definida como a quantidade de energia absorvida da radiação, pela massa do material no ponto de interesse P:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2)$$

onde $d\bar{\epsilon}$ é a energia média depositada pela radiação no ponto de interesse P no material de massa dm . A unidade da dose absorvida no SI é o $J.kg^{-1}$ ou gray (Gy).

2.2.1. Grandezas limitantes

São denominadas grandezas limitantes aquelas que são definidas nos casos onde os efeitos das radiações estão relacionados com seres humanos ¹¹. Levando em consideração os diferentes tipos de radiação, penetração das mesmas nos tecidos, resposta ou efeito biológico produzido.

A grandeza dose equivalente é o resultado da ponderação da grandeza dose absorvida mediante os componentes envolvidos nos processos de interação dos diferentes tipos de radiações com os diferentes tipos de tecidos ^{2,11}.

A dose equivalente (H_T) num órgão ou tecido é definida como a dose absorvida média num tecido (T) ponderada pelo fator de peso da radiação (w_R):

$$H_T = w_R D_{T,R} \quad (3)$$

a unidade da dose equivalente no SI é o $J.kg^{-1}$ ou sievert (Sv).

O fator de ponderação da radiação objetiva refletir a efetividade biológica relativa (RBE) entre radiações de alta transferência linear de energia (LET) quando comparadas às aquelas de baixo LET, tais como elétrons e fótons ⁶³.

As grandezas limitantes englobam ainda as dose equivalente efetiva ou de corpo inteiro H_E ; a dose equivalente comprometida num tecido $H_T(\tau)$; a dose efetiva comprometida $E(\tau)$; entre outras. Essas grandezas não serão aqui definidas por estarem fora do escopo desse estudo. Entretanto, as mesmas são fartamente apresentadas na literatura ^{11,63}.

2.2.2. Grandezas operacionais

As grandezas limitantes também não são mensuráveis ou de fácil estimativa ¹¹. Dessa forma, grandezas denominadas operacionais foram desenvolvidas para a monitoração das doses recebidas ocupacionalmente ¹¹. Dentre elas, temos o equivalente de dose ambiente $H^*(d)$; o equivalente de dose direcional $H'(d,\Omega)$ e o equivalente de dose pessoal $H_P(d)$ ¹¹.

O equivalente de dose pessoal na profundidade d no tecido mole, $H_P(d)$, é de grande interesse para a dosimetria ocupacional ^{11-13,63}. Para calculá-lo, utiliza-se diferentes profundidades (d) para diferentes regiões do corpo, sendo que nas extremidades (mãos e pés), a profundidade adotada é 0,07 mm ^{2,6,11,12,23,63}.

As quantidades operacionais, assim como as de proteção, são dadas pelo SI em sievert (Sv) ^{11,63}.

2.3. Dosímetro

Ainda que as grandezas operacionais sejam de utilidade para avaliação dos riscos biológicos associados ao emprego das radiações ionizantes em seres humanos, sua medida direta persiste impraticável no ambiente de rotina operacional, demandando o emprego de meios operacionalmente simples para determiná-las.

Por meio das características de determinados materiais é possível a mensuração da quantidade de radiação recebida em uma dada exposição. Esses materiais conseguem armazenar a energia depositada pela radiação e liberá-la mediante um determinado estímulo físico ou químico. Dessa forma o material serve como um dispositivo de medida ou simplesmente detector de radiação⁶⁴⁻⁷⁸.

A resposta fornecida por esse detector de radiação pode então ser convertida através da aplicação de fatores de conversão para a grandeza desejada $H_P(d)$. Tal dispositivo é denominado dosímetro.

2.3.1. Dosímetro termoluminescente (TLD)

Uma das técnicas mais empregadas na dosimetria ocupacional consiste no emprego de cristais com capacidade de armazenar energia ao interagir com a radiação e, posteriormente através de um estímulo térmico, liberar essa energia na forma de uma quantidade de luz proporcional à energia depositada pela radiação^{64,78-82}.

Porém, para entender como é a resposta do cristal utilizado em função da sua interação com as radiações de interesse, deve-se irradiá-lo com um feixe de radiação conhecido, mediante o emprego de uma fonte padrão (Figura 1). Em condições ideais, com o feixe incidindo em uma dada geometria em relação à face do cristal e mediante ao controle do tempo de exposição, obtém-se uma dose absorvida conhecida, que está relacionada com sua resposta luminescente^{83,84}. A esse cristal, cuja resposta é conhecida, dá-se o nome de dosímetro termoluminescente (TLD).

Uma vez que o TLD apresenta dimensões pequenas e é constituído por um material de número atômico efetivo (Z_{ef}) próximo a do tecido mole, tem-se que a dose

absorvida no dosímetro corresponde também à dose que o IOE absorveria em iguais condições de exposição durante suas atividades, para a região em que o dosímetro se encontra posicionado ^{65,67-69,82,85}.

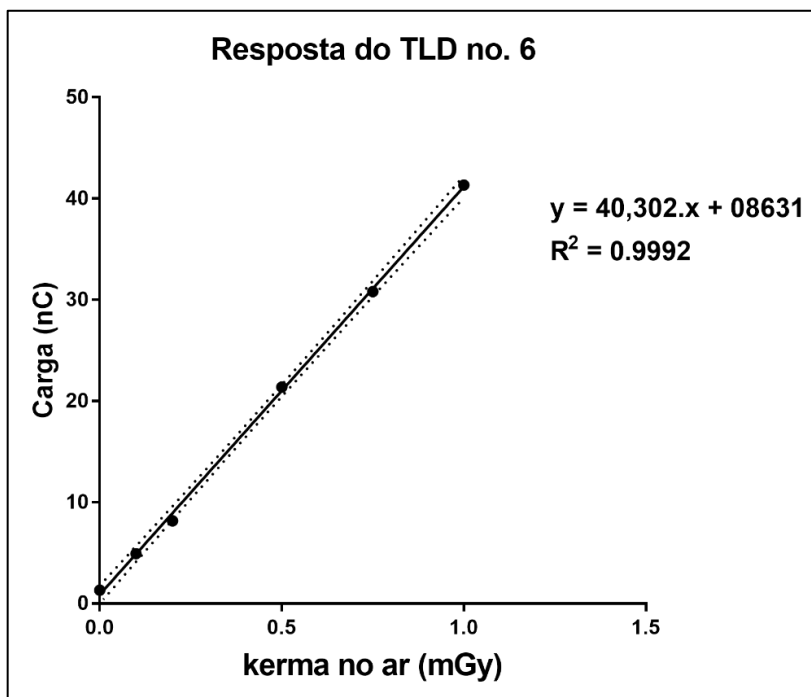


Figura 1. Resposta característica de um cristal termoluminescente. As linhas tracejadas representam o intervalo de confinamento de 95%.

2.2. Dosimetria de extremidades

Atualmente no Brasil, a CNEN estabelece que, para fótons a avaliação da dose efetiva pode ser feita provisoriamente através da grandeza dose individual, H_x , calibrado em termos de kerma no ar pelo fator $f = 1,14 \text{ Sv/Gy}$ ^{2,11}. Entretanto, a mesma define que para campos de irradiação não uniformes e/ou para radiações pouco penetrantes, como nas operações relativas à radiofarmácia, deve ser realizada a monitoração da dose equivalente em regiões e/ou tecidos específicos, tais como as extremidades. Os resultados provenientes da monitoração regular de dose individual deverão então ser corrigidas para tal localização ².

A monitoração de extremidades constitui-se como um desafio prático. O posicionamento dos dosímetros utilizados rotineiramente para a monitoração afeta fortemente as estimativas de dose nessa região ^{4,5,14-22}. Por exemplo, dosímetros

posicionados nas pontas dos dedos apresentam diferenças superiores em 1,6 a 2,3 vezes do que leituras dos dosímetros na base dos dedos ¹⁴. Em contrapartida, dosímetros posicionados no punho, região de maior facilidade para monitoração, pois não afeta agilidade do trabalhador, apresentam diferenças de 12 a 27 vezes menor do que leituras de dosímetros posicionados na ponta dos dedos ^{14,86}.

Diferenças entre os modos de operação de cada IOE na realização de uma mesma atividade (por exemplo o modo de manusear seringas) ocasionam a necessidade de personalização do posicionamento dos dosímetros ²³. Todavia, isso demanda que sejam realizadas medidas diretamente nas grandezas correspondentes $H_P(d)$ para as diversas regiões a serem monitoradas, além de necessitar de um período razoavelmente longo, de dois a três meses, de coleta para cada IOE ²³. Sendo que a utilização de diversos dosímetros nas mãos pode gerar algum desconforto para o trabalhador, prejudicando sua eficiência ^{23,87}.

Dadas as dificuldades de monitoração, tanto pelo posicionamento dos dosímetros como pela necessidade de personalização, a busca por uma metodologia prática que permita a realização dos estudos de exposição nas diversas regiões das mãos vem continuamente despertando interesse na comunidade científica ^{5,15,16,18}.

2.4. Simulador tridimensional

Métodos baseados em simulação computacional ^{24,25} têm sido bastante utilizados para o estudo dosimétrico no ambiente acadêmico. Entretanto, demandam pessoal altamente especializado, assim como computação intensiva para sua utilização, inviabilizando a sua aplicação para a personalização dos procedimentos de dosimetria ocupacional na maioria dos serviços de medicina nuclear que se encontram fora do ambiente acadêmico.

Em contrapartida, a tecnologia de impressão tridimensional (3D) tem sido cada vez mais utilizada em aplicações médicas ⁸⁸⁻⁹⁰, permitindo a construção de diferentes próteses com altos graus de funcionalidade e diversos simuladores para mimetizar tecidos de variados órgãos ⁹¹⁻⁹⁵.

Recentemente foi proposto um método de construção de simuladores utilizando-se a tecnologia de impressão 3D para estudos de dosimetria de extremidades ⁹⁶. Contudo, esse simulador não apresentava a capacidade de

articulação e era constituído de um material por si só sensível à radiação, o que demanda alta tecnologia de impressão, materiais especiais e pessoal altamente qualificado para a sua fabricação e utilização.

A possibilidade de construção de simuladores físicos articulados de baixo custo, utilizando a tecnologia de impressão 3D, aliada à ampla disponibilidade da fotografia digital, permite que as situações de exposição às radiações sejam reproduzidas com objetivo de determinar os pontos de maior exposição, sem que os IOE tenham que ser submetidos diretamente ao procedimento de utilização de múltiplos dosímetros.

Tal aplicação tem o potencial para diminuir o desconforto dos IOE ao realizar o procedimento de personalização da dosimetria ocupacional, e assim facilitar a implantação dessa importante forma de controle dosimétrico no ambiente operacional dos serviços de medicina nuclear.

3. MATERIAL E MÉTODOS

Foram avaliados quatro IOE diretamente envolvidos nas operações de marcação e dispensação de radiofármacos marcados com tecnécio-99m (^{99m}Tc), no Serviço de Medicina Nuclear do Hospital de Câncer I, do Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (SMN-INCA). Todos os IOE apresentam grande experiência nos procedimentos de radiofarmácia, têm o conhecimento e observam os requisitos de proteção radiológica em suas atividades.

Foi ainda avaliado um simulador físico tridimensional a ser descrito posteriormente.

Para esse trabalho foram usados 150 dosímetros do tipo TLD-100H (LiF:Mg,Cu,P) com diâmetro de 3,5 mm e 3,5 mm de espessura (Thermo Electronic Corporation, EUA), fornecidos pelo Laboratório de Dosimetria Termoluminescente (LDT/DIDOS-IRD/CNEN), distribuídos em dois grupos distintos:

- Dez TLD destinados à obtenção do fator de conversão de dose (D_c);
- Dez TLD para a determinação da dose devida à radiação de fundo no laboratório de leitura (BG_L);
- Dez TLD para avaliação da dose de viagem devida a radiação de fundo fora do LDT-IRD/CNEN (BG_V);
- 120 TLD para a coleta de dados (D_i) dos IOE ou no simulador físico 3D.

Os 120 dosímetros de coleta foram divididos em 30 conjuntos dosimétricos, contendo quatro dosímetros cada. Os conjuntos dosimétricos foram afixados em luvas de borracha, posicionados em falanges proximais dos dedos indicador, médio e polegar; nas falanges distais dos dedos indicador e médio; e no punho de ambas as mãos. Todos os conjuntos dosimétricos se encontravam voltados para a palma das mãos.

Os conjuntos dosimétricos de cada IOE foram utilizados somente durante o procedimento de manipulação dos radiofármacos de interesse, dentre as quais: eluição do gerador de $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$, marcação, controle de qualidade e dispensação dos radiofármacos. Diferentes fármacos foram manipulados durante os períodos de aquisição de dados, e os mesmos se destinavam à realização de estudos diagnósticos de ventilação pulmonar, perfusão pulmonar, cintilografia óssea, cintilografia do

sistema linfático, cintilografia do miocárdio, cintilografias renais (dinâmica e estática) e marcação de hemácias.

De forma a preservar a identidade dos participantes, os conjuntos dosimétricos utilizados foram identificados por códigos numéricos e relacionados apenas aos demais parâmetros atividade (A) e tempo (t) envolvidos no processo de manipulação dos radiofármacos.

Foram realizadas aquisições de dados em ao menos duas ocasiões para todos os IOE, utilizando-se diferentes conjuntos dosimétricos de forma a se determinar a distribuição de dose para os pontos de interesse devido à manipulação dos radiofármacos. A Figura 2 apresenta o modelo usado para a aquisição de dados em cada experimento realizado.

SERVIÇO: INCA HC I MN			NUCLÍDEO: 99m-Tc			
DATA: 22/06/2017 quinta-feira						
PROFISSIONAL: RF 3						
PROCEDIMENTO: () ADMINISTRAÇÃO			(x) ELUIÇÃO		(x) FRACIONAMENTO	
			(x) MARCAÇÃO		(x) DISPENSAÇÃO	
# do dosímetro	Local	Posição	Atividade (mCi)	t[exposição] (s)	Função	Blindagem
15	Mão Direita	AD	694	30	eluição	sim
16		BD	32	40	fitato M	não
17		CD	53	34	dtpa M	não
18		DD	186	100	mibi M	não
19		ED	362	98	mdp M	não
20		FD	2,3	64	fitato C	não
21	Mão Esquerda	AE	2,82	41	dtpa C	não
22		BE	7	80	mibi C	não
23		CE	14,6	35	mdp C	não
24		DE	4,88	15	dose dtpa 1	não
25		EE	2,3	25	dose fitato 1	não
26		FE	2,7	40	dose fitato 2	não
30	Tórax	G	2,4	50	dose fitato 3	não
28	Cristalino	H	2,18	25	dose fitato 4	não
			2,13	53	dose fitato 5	não
Número de dias monitorados: 1 dia			13	25	dose mibi 1	não
Carga horária semanal: 3x semana			5,2	11	dose dtpa 2	não
Horário monitorado: 7:00 - 12:30			21	35	dose mibi 2	não
Mão Dominante: Direita			23,4	16	dose mibi 3	não
			17	15	dose mibi 4	não
			20	15	dose mibi 5	não
			26	32	dose mdp 1	não
			29	40	dose mdp 2	não
			27,5	19	dose mdp 3	não
			31	26	dose mdp 4	não
			28	20	dose mdp 5	não
			1,8	32	dose fitato 6	não
			1,7	90	dose fitato 7	não
			28,5	20	dose mdp 6	não

Número de dias monitorados: 1 dia
Carga horária semanal: 3x semana
Horário monitorado: 7:00 - 12:30
Mão Dominante: Direita

Figura 2. Exemplo de planilha de coleta de dados preenchida.

De forma a facilitar o entendimento das representações gráficas, os pontos monitorados (Figura 2) foram codificados segundo a Tabela 1:

Tabela 1. Codificação dos pontos de monitoração apresentados nos gráficos

Ponto de monitoração	Dedo	Mão dominante	Mão não dominante	Simulador
A	Dedo Po Legar	P1-DPL-MD	P1-DPL-ND	P1-DPL-SIM
B	Dedo IN dicador	P1-DIN-MD	P1-DIN-ND	P1-DIN-SIM
C	Dedo IN dicador	P2-DIN-MD	P2-DIN-ND	P2-DIN-SIM
D	Dedo MéD io	P1-DMD-MD	P1-DMD-ND	P1-DMD-SIM
E	Dedo MéD io	P2-DMD-MD	P2-DMD-ND	P2-DMD-SIM
F	PUN ho	P1-PUN-MD	P1-PUN-ND	P1-PUN-SIM

3.1. Leitura dos TLD

Ao término da coleta de dados no SMN-INCA, os TLD foram lidos no LDT/DIDOS-IRD/CNEN, com o emprego da leitora modelo TLD 5500 (Thermo Electronic, EUA). O processo de leitura compreende o tratamento térmico dos cristais, sendo esse separado em três fases distintas: a primeira fase, denominada pré-aquecimento, eleva a temperatura do TLD a 145 °C por um período de 10 s; a segunda fase compreende a leitura dos cristais a uma temperatura de até 260 °C a uma taxa de 10 °C/s, mantendo-se nessa fase por aproximadamente 23,33 s até concluir a coleta; na fase final é realizado um novo tratamento térmico dos cristais à temperatura de 260 °C por 10 s. De forma a garantir que os cristais TLD fossem zerados para a reutilização, todo o processo de leitura é realizado uma segunda vez.

Em face à suscetibilidade de resposta do equipamento devido a flutuações estatísticas, variações de tensão e/ou instabilidade dos circuitos eletrônicos da leitora é necessário determinar um fator de conversão, mediante a utilização de um grupo de dosímetros de controle.

O grupo controle foi irradiado em um campo de radiação homogêneo, utilizando-se uma fonte de cézio-137 (^{137}Cs) do LTD/DIDOS-IRD/CNEN. A dose absorvida total para cada cristal foi igual a 1,0 mGy. A fonte empregada é rastreada

ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI-IRD/CNEN). Nesse estudo não foi realizada a caracterização dos cristais, sendo utilizada a curva característica dos dosímetros obtidas por Kubo e Maurício ⁸⁶.

A resposta fornecida pela leitora é em nanocoulomb (nC), sendo necessária a conversão da mesma para unidade de equivalente de dose pessoal H_P (Sv).

O fator de sensibilidade (F_n) da leitora foi determinado no dia da leitura dos TLD de coleta e BG_V . Para tanto, inicialmente foi realizada a leitura dos dosímetros de controle (D_C) em nC, convertida para kerma (mGy). O mesmo processo foi repetido para os dosímetro BG_L . A dose média corrigida (\bar{D}_{corr}) foi então determinada, sendo permitida uma variação de 3% em relação ao valor da dose de calibração:

$$1,0 - 0,03 \text{ mGy} < \bar{D}_{corr} = \bar{L}_{D_C} - \bar{L}_{BG_L} < 1,0 + 0,03 \text{ mGy} \quad (4)$$

Nos casos onde \bar{D}_{corr} não respeita o intervalo descrito na equação 4 foi determinado o fator de sensibilidade da leitora (F_n), conforme expresso na equação 5. Esse fator foi então aplicado multiplicativamente a todas as leituras (L) dos dosímetros de coleta e BG_V , fornecendo assim a dose absorvida corrigida de cada TLD.

$$F_n = \frac{1}{\bar{L}_C - \bar{L}_{BG_L}} \quad (5)$$

Para cada cristal utilizado na coleta de dados foi determinada a dose absorvida corrigida pelo BG_V :

$$D_i = \bar{L} - \bar{L}_{BG_V} \quad (6)$$

A dose absorvida corrigida, foi então convertida para $H_P(0,07)$, mediante o emprego do fator de conversão para o equivalente de dose pessoal $f_{H_P(0,07)} = 1,08$ obtido por Kubo e Maurício ⁸⁶ no LDT/DIDOS-IRD/CNEN, com o emprego da metodologia ISO 4037-3 ⁹⁷ com um simulador maciço de dedo em polimetilmetacrilato (PMMA) com 19,0 mm de diâmetro e 300 mm de comprimento:

$$H_P(0,07)_i = D_i \cdot f_{H_P(0,07)}$$

3.2. Incerteza da medição

Nesse estudo, foram consideradas apenas as incertezas do Tipo A para a média dos quatro TLD presente em cada conjunto dosimétrico utilizado. Para o cálculo da incerteza foi utilizado o guia para expressão de incertezas do Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia (INMETRO) ⁹⁸.

A incerteza da média líquida de dose medida por n TLD (μ_{M-TLD}), para um dado conjunto dosimétrico no intervalo de confiança de 95% foi estimada como:

$$\mu_{M-TLD} = \frac{t_{95\%,n} s}{2\sqrt{n}} \quad (8)$$

onde $t_{95\%,n}$ é o valor da distribuição t de Student para um intervalo de confiança de 95% nos n TLD contidos no conjunto dosimétrico; s é o desvio padrão das leituras dos TLD contidos no conjunto dosimétrico.

Ainda que outros componentes de incerteza possam ser estimados ⁹⁹⁻¹⁰¹, a escolha em avaliar somente a incerteza da média foi baseada no fato de que em geral os relatórios dosimétricos ocupacionais fornecidos pelos laboratórios não apresentam informações com relação às incertezas ou qualquer uma de suas componentes. Portanto, do ponto de vista prático, só é possível aos serviços de medicina nuclear que realizam a avaliação das doses dos IOE estimar a incerteza média líquida das doses recebidas.

3.3. Fator de normalização de doses

Os estudos que avaliam a distribuição de doses em extremidades utilizam algum tipo de normalização das mesmas, com o objetivo de permitir a comparação dos resultados obtidos entre diferentes IOE. Isso decorre do fato que a dose obtida é dependente de diversos parâmetros, entre os quais a atividade total manipulada, o tempo de exposição, a distância da fonte ao ponto de medição e o uso de proteção (blindagem).

A distância entre a fonte e o ponto de medição é um fator complexo de se mensurar na prática, visto que depende da forma particular como o IOE executa a manipulação das fontes.

Em geral tem sido escolhida como fator de normalização, a atividade total manipulada pelo IOE ^{14,15,21,86,102-105}. Entretanto, alguns estudos têm considerado somente as atividades utilizadas para a marcação do fármaco, dentre os quais pode ser citado o maior estudo sobre dosimetria de extremidades realizado na Europa (ORAMED) ^{21,103}.

Nesse trabalho foi utilizado um fator de normalização baseado no produto da atividade manipulada e o tempo de manipulação dessa atividade, por ser considerado que múltiplas exposições às fontes manipuladas acarretam no aumento da dose recebida. Como o tempo de exposição também influi na dose, ele também é considerado de importância para a normalização dos dados, dado que diferentes IOE executam uma mesma tarefa com diferentes velocidades. Os efeitos desse fator de normalização foram comparados àqueles produzidos pela normalização somente pela atividade total manipulada.

De forma a determinar o fator de normalização para as doses mensuradas para cada IOE e igualmente para o simulador, contemplando o produto da atividade manipulada e o tempo de manipulação, foi desenvolvido um programa em linguagem R⁸¹ utilizando o RStudio⁸², que realiza a integração numérica da curva de decaimento do radiofármaco manipulado no dado intervalo de tempo (Δt) de manipulação (Figura 3).

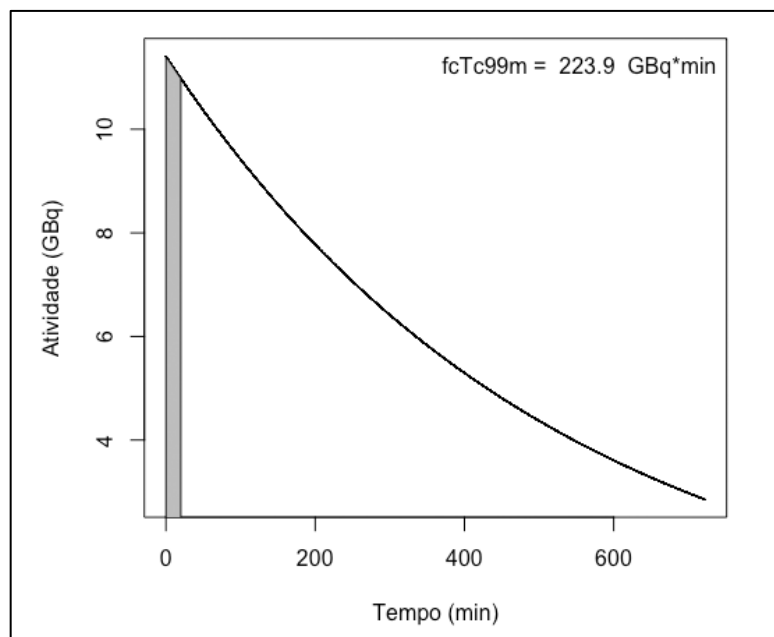


Figura 3. Determinação do fator de normalização $f_c T_{c99m} = A \times T$ (GBq.min). Onde A é a atividade total manipulada e T é o tempo total de manipulação.

3.4. Simulador articulado de extremidade

De forma a verificar a viabilidade do emprego da simulação da exposição em extremidades dos IOE, durante a manipulação de radiofármacos, foi construído um simulador tridimensional articulado a partir do modelo criado por Sonia Verdú (<http://diwo.bq.com> sob a licença Creative Commons – Attribution – Share Alike). O simulador foi confeccionado por uma impressora 3D (Sethi3D Gt, Sethi Indústria e Comércio de Produtos Eletrônicos, SP, Brasil) utilizando filamentos de acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS). O ABS é um termoplástico cuja densidade encontra-se entre 1,01 – 1,09 g/cm³. Esse material tem sido investigado e aplicado com sucesso na simulação do tecido mole, sendo empregado inclusive na construção de simulacro de diversos órgãos⁹¹⁻⁹⁵, favorecendo a realização das irradiações e a inclusão da radiação espalhada.

A capacidade de articulação do simulador permite mimetizar os diferentes modos de manipulação entre os IOE. Os dosímetros foram afixados nas posições de medição na prática laboral (Figura 4a).

A geometria mais frequente usada pelos IOE, devido a manipulação de radiofármacos marcados com o ^{99m}Tc foi simulada (Figura 4b). Foi realizada a comparação entre a distribuição média de dose dos IOE com a observada no simulador.

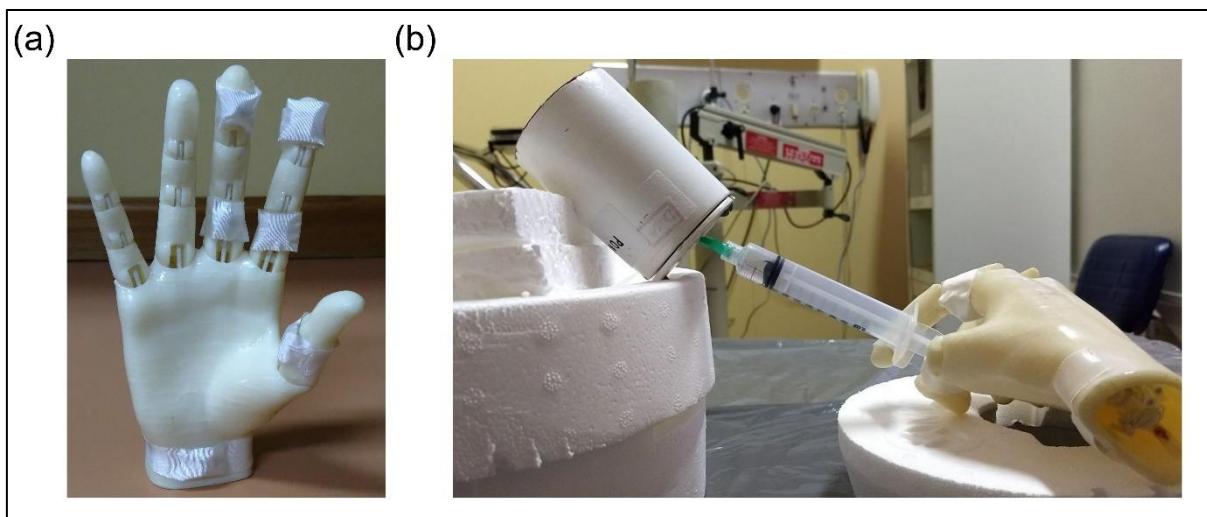


Figura 4. Simulador articulado com os dosímetros afixados nas posições de monitoração.

3.5. Análise estatística dos dados

A avaliação dos efeitos do fator de normalização sobre a distribuição de doses nas extremidades dos IOE e no simulador foram estudados através da estatística descritiva de cinco números (mínimo, primeiro quartil, mediana, terceiro quartil e máximo), sendo ainda empregados a média aritmética, o desvio padrão e coeficiente de variação dos dados.

A distribuição global dos fatores de normalização foi representada na forma de um diagrama de caixa (*box-and-whiskers*).

Foram realizados o teste de normalidade de D'Angostino & Pearson ¹⁰⁶ nos dados de forma a determinar a possibilidade do emprego de teste ANOVA, ao nível de significância de 5%, para comparar se existe diferença significativa nas distribuições individuais de fatores de correção por IOE. A distribuição individual dos fatores de normalização por IOE foi apresentada na forma de um gráfico de dispersão de médias com intervalo de confiança de 95%.

A comparação entre as distribuições de doses em extremidades dos IOE foi realizada através de diagramas de caixa modificados (Tukey). A escolha desse diagrama recai na sua capacidade de representar graficamente a presença de dados discrepantes (*outliers*), mediante o ajuste dos pontos de máximo e mínimo para a distribuição através do uso do intervalo interquartilício (*IQR*):

$$\begin{aligned} IQR &= Q_3 - Q_1 \\ \min &= Q_1 - 1,5 \cdot IQR \\ \max &= Q_3 + 1,5 \cdot IQR \end{aligned} \tag{9}$$

Com Q_1 e Q_3 respectivamente o primeiro e terceiro quartis.

As distribuições individuais de doses em extremidades em cada um dos experimentos realizados para os IOE foram apresentadas em gráficos de linhas, com os pontos significando a média da dose na posição de monitoração e a barra de erro representando as incertezas da média para um intervalo de confiança de 95%, conforme a equação 8.

As distribuições de dose em extremidades nos IOE (mão dominante e mão não dominante) e no simulador foram descritas através da estatística de cinco números e das média e desvio padrão. Um teste ANOVA ao nível de significância de 5%, com pós teste de múltiplas comparações de Dunnet¹⁰⁷, foi empregado de forma a determinar se existem diferenças significativas na dose média máxima no ponto mais exposto, com relação às demais posições avaliadas e com as mesmas posições de monitoração no simulador.

As diferenças das médias, com relação ao ponto mais exposto foram representadas na forma de um gráfico de floresta^{108,109}.

Todas as análises estatísticas foram realizadas com o uso GraphPad Prism 7.00 para Windows (GraphPad Software, La Jolia, California, EUA).

3.6. Considerações éticas

Todos os IOE participaram do estudo de forma voluntária e deram seu livre consentimento por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) ao iniciar sua participação. Todos foram informados sobre os objetivos do estudo, a metodologia aplicada e sobre os possíveis riscos e benefícios de sua participação.

Esse estudo foi aprovado pelos Comitê de Ética em Pesquisa do INCA (CEP/INCA) e pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP/HFSE-RJ) sob o parecer no. 2.383.252 de 12 de dezembro de 2017.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A seguir serão apresentados os resultados dos diferentes componentes desse estudo: fator de normalização; distribuição de doses individuais e a distribuição global de doses para os diferentes pontos de monitoração em extremidades nos IOE e simulador.

4.1. Fator de normalização

O valor médio do fator de normalização pela atividade total manipulada foi 1,45 vezes maior que o fator de normalização baseado no produto atividade e tempo (Tabela 2). Contudo, pode ser verificado que a menor diferença interquartílica (equação 9) da distribuição dos fatores de normalização $A \times T$, corresponde a aproximadamente metade daquela obtida a partir dos fatores de normalização A , indicando uma menor dispersão do fator $A \times T$ (Figura 5a).

Tabela 2: Resultados da análise dos fatores de normalização

	Atividade (GBq)	Atividade X Tempo (GBq.min)
Mínimo	117,9	66,15
1º. quartil	173	136,2
Mediana	247,4	190
3º. quartil	436,5	269,4
Máximo	509,8	310,1
Média	281,2	194,1
Desvio padrão	139,2	81,86
Coeficiente de variação	49,49%	42,17%
Teste de normalidade (p)	0,4986	0,6781

Pode ainda ser observada a menor dispersão das médias nos fatores de normalização $A \times T$ por IOE (Figura 5b), que ocorre em praticamente todos os casos. Ainda que essa diferença não seja significativa com relação a normalização por A , se forem levadas em consideração somente as médias, conforme revelado pelo teste ANOVA bivariada tanto para os fatores de normalização como para os diferentes IOE ($p > 0,05$).

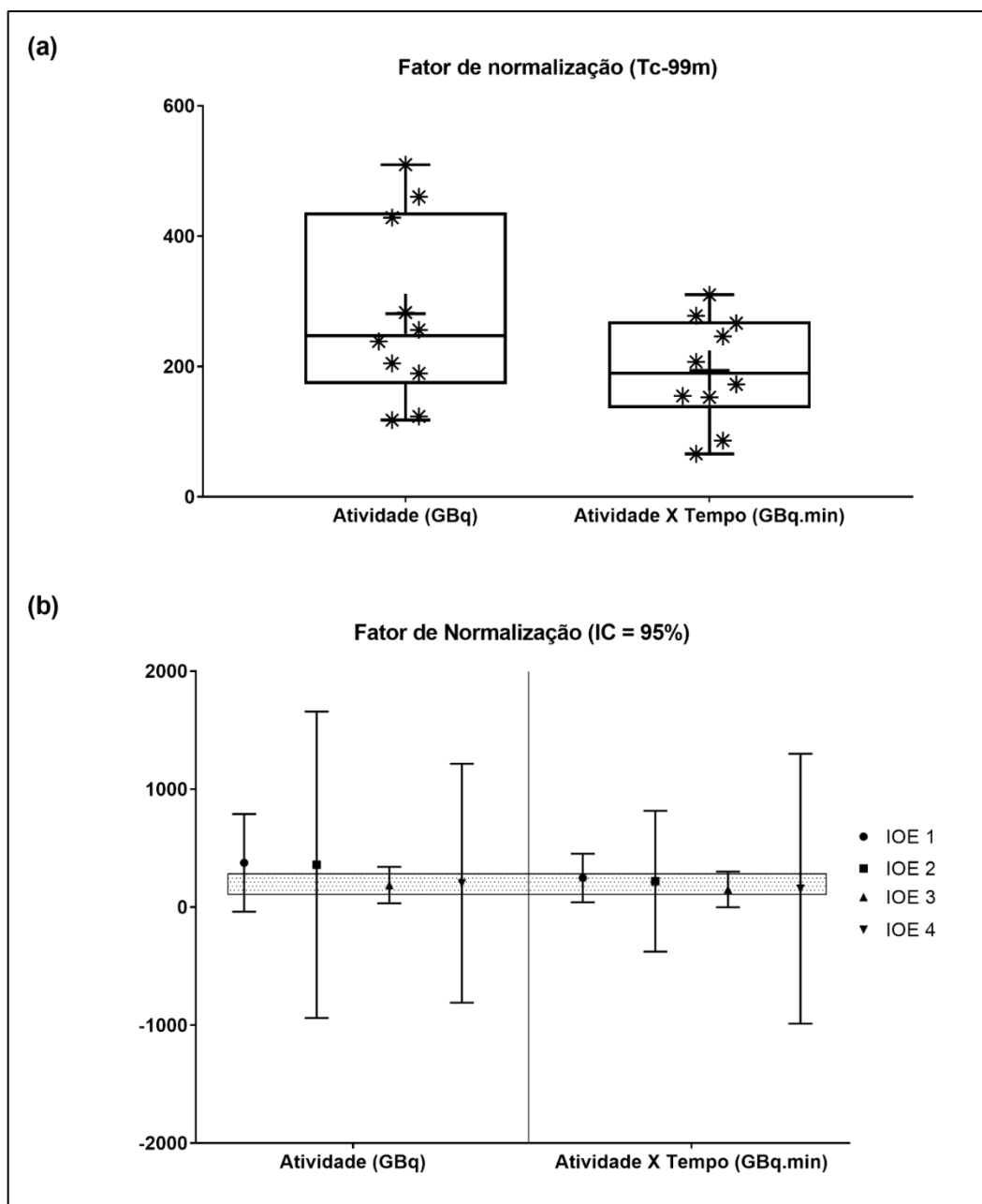


Figura 5. Fatores de Normalização: (a) Distribuições globais dos fatores de normalização. (b) Distribuições médias dos fatores de normalização por IOE.

Pelos resultados de distribuição de doses não normalizadas (Figura 6a), verifica-se que a dispersão nas distribuições demanda a normalização das doses. Tal fato pode ser creditado às diferentes atividades manipuladas pelos IOE. A normalização das doses pela atividade total reduz a dispersão (Figura 6b), indicando haver a necessidade de um fator de normalização, que compense as diferenças operacionais para os diferentes IOE.

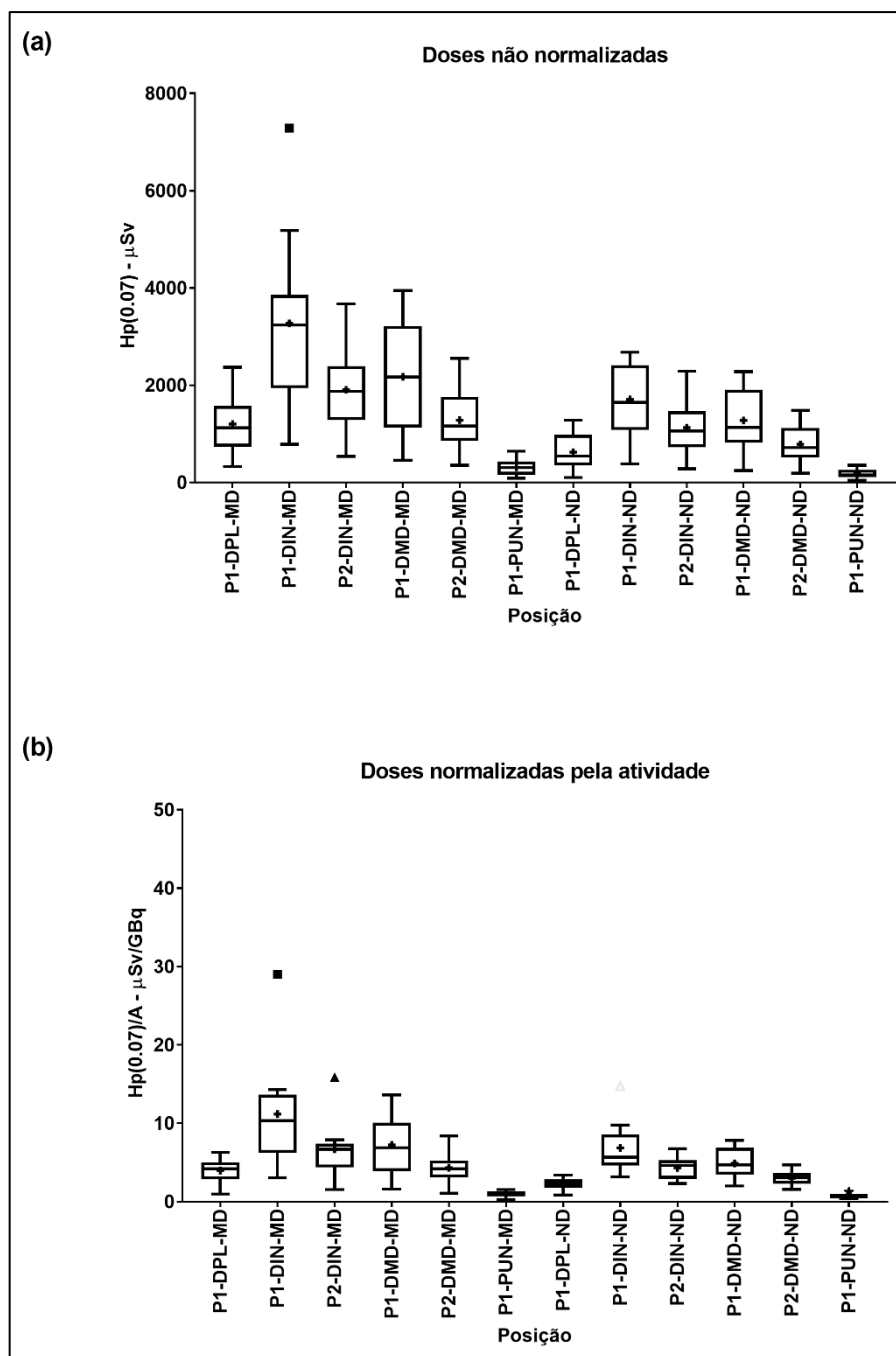


Figura 6. (a) Distribuições globais de doses em extremidades. (a) Doses em $H_p(0,07)$ não normalizadas (μSv). (b) Doses em $H_p(0,07)$ normalizadas pela Atividade ($\mu\text{Sv/GBq}$).

Ainda que a atividade total manipulada de radiofármacos seja o fator de normalização (Figura 7a) mais comum na literatura ^{14,15,21,86,102-105}, pode ser observado que a inclusão do fator tempo de manipulação apresenta a capacidade de

reduzir ainda mais as dispersões nas distribuições de dose nos pontos monitorados (Figura 7b).

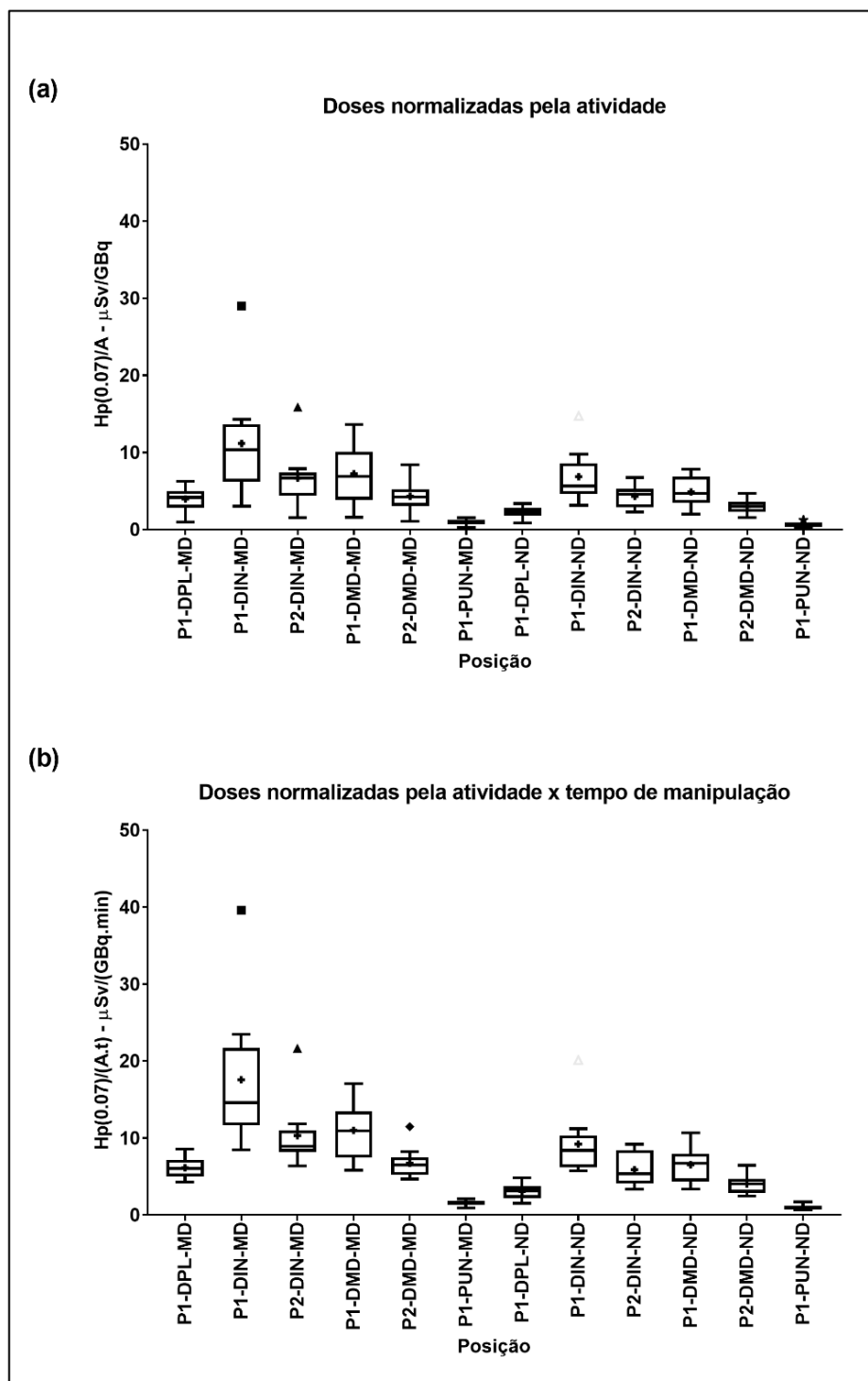


Figura 7. (a) Distribuições globais de doses em extremidades. (a) Doses em $H_p(0,07)$ normalizadas pela Atividade ($\mu\text{Sv}/\text{GBq}$). (b) Doses em $H_p(0,07)$ normalizadas pela Atividade x Tempo ($\mu\text{Sv}/(\text{GBq},\text{min})$).

Em virtude ao melhor desempenho da normalização pelo fator $A \times T$, ainda que marginalmente, toda a análise das distribuições de dose para os pontos monitorados nos IOE foi realizada utilizando-se esse fator.

4.2. Avaliação das distribuições de doses nos pontos de monitoração

As distribuições de doses normalizadas por IOE são apresentadas nas figura Figura 8 e Figura 9. Pode-se observar pequenas diferenças não somente entre os IOE, mas também entre os diferentes experimentos para um mesmo IOE.

Tais diferenças podem ser creditadas a variações nos procedimentos realizados pelos IOE. Dada a grande variedade de fármacos, os procedimentos de marcação e dispensação apresentam diferenças que demandam maior ou menor tempo de exposição das extremidades, assim como o apoio da mão não dominante em maior proximidade com a fonte em alguns casos.

A distribuição de doses na mão não dominante do IOE 2 (Figura 8b) é semelhante àquela apresentada pela mão dominante. Isso pode ser atribuído ao fato que o indivíduo utiliza a mão não dominante para o ajuste do radiofármaco dispensado em cada seringa. Ainda que o mesmo seja destro, pode ser observado que durante os procedimentos a dominância da mão direita não foi absoluta.

A posição 1 do dedo médio da mão dominante para o IOE 3 apresenta uma discrepância (*outlier*) no experimento 3 (Figura 9a). A incerteza calculada para esse ponto é de 25,63%, e ela é resultado da ausência de informações referentes a dois cristais no interior do conjunto dosimétrico em decorrência de fratura de ambos.

A variação observada no ponto P1-DMD-MD para o IOE 4 (Figura 9b) pode ser explicada pela forma como o mesmo manipula a seringa para o fracionamento e ajuste do volume do radiofármaco dispensado, quando da utilização de seringas de menor volume. O mesmo utiliza o dedo médio como um apoio para a estabilização da seringa, fazendo com que o dedo médio seja exposto nos mesmos níveis que o dedo indicador.

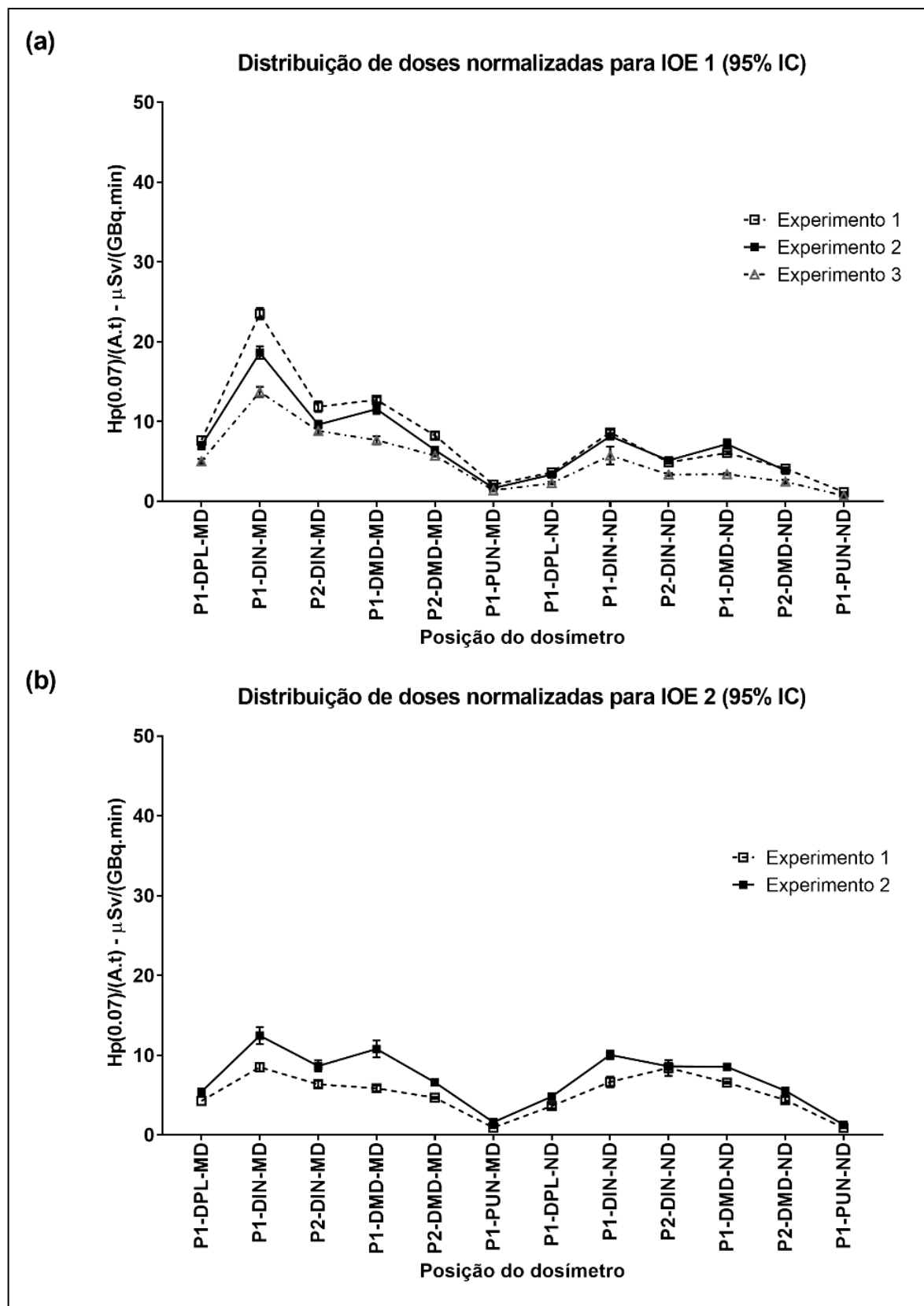


Figura 8. Distribuição de doses para os IOE em diferentes experimentos (dias de aquisição de dados). (a) IOE 1. (b) IOE 2.

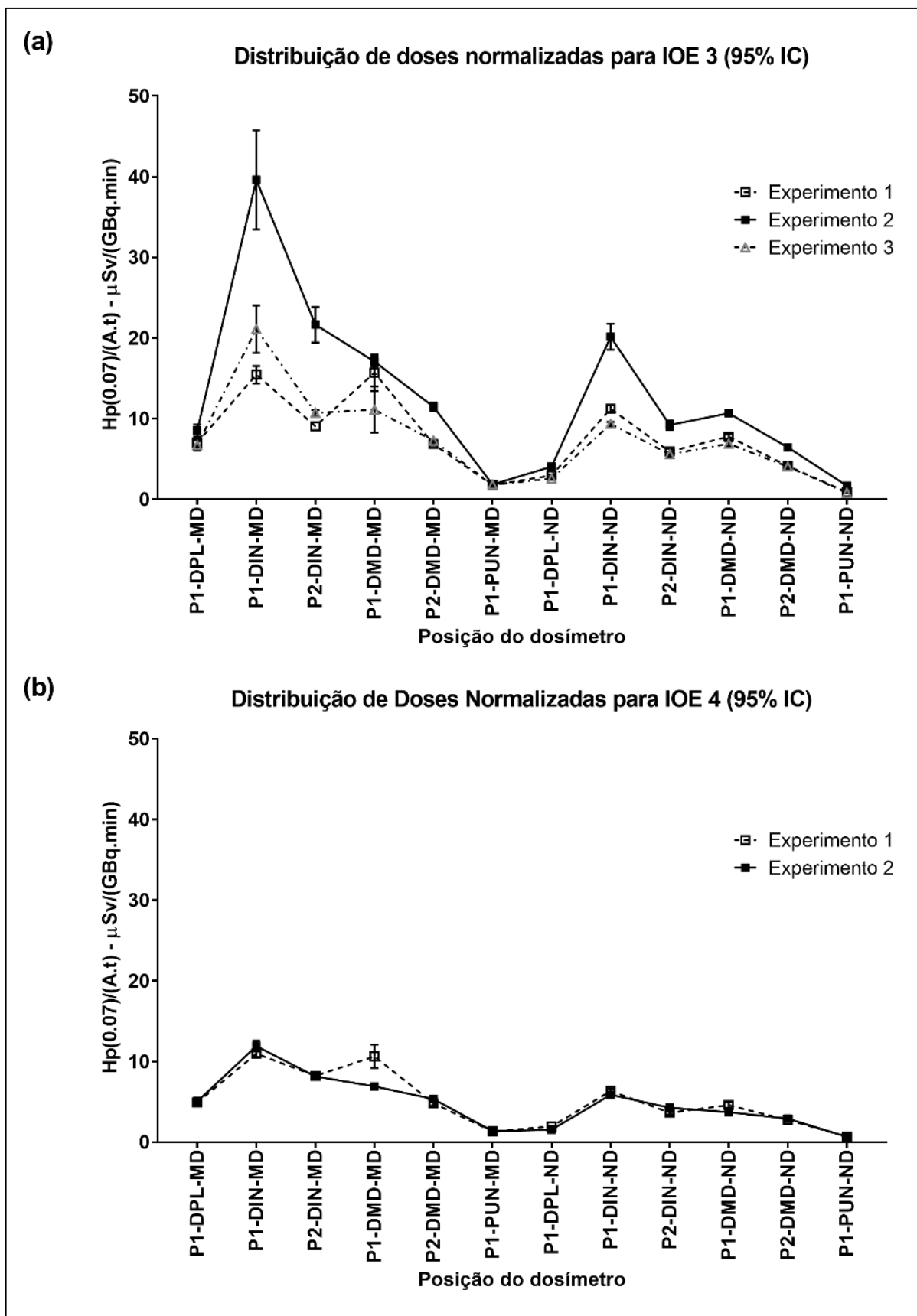


Figura 9. Distribuição de doses para os IOE em diferentes experimentos (dias de aquisição de dados). (a) IOE 3. (b) IOE 4.

Contudo, a distribuição de doses nos pontos monitorados manteve formato o similar (Figura 8a e Figura 9), havendo predominância da mão dominante, sendo o ponto P1-IND-MD o mais exposto. No caso específico do IOE 2 não foi possível observar tal predominância. Todavia, ainda que de forma marginal, a posição P1-IND-MD apresentou uma maior dose que as posições P1-DMD-MD e P1-DIM-ND.

A tabela 3 apresenta a distribuição de doses normalizadas $H_P(0,07)$ para todos os IOE nos pontos de monitoração em extremidades (mãos e punhos)

Tabela 3. Distribuição de doses normalizadas nos pontos de monitoração dos IOE. Todos os valores de $H_P(0,07).f_c$ se encontram em $\mu\text{Sv}/(\text{GBq}.min)$

	Mín.	Q ₁	Mediana	Q ₃	Máx	Média	D. Pad.
P1-DPL-MD	4,27	5,00	6,06	7,19	8,53	6,16	1,41
P1-DIN-MD	8,49	11,67	14,58	21,69	39,61	17,58	9,06
P2-DIN-MD	6,36	8,21	8,95	11,00	21,64	10,31	4,25
P1-DMD-MD	5,84	7,47	10,95	13,47	17,08	11,00	3,60
P2-DMD-MD	4,66	5,20	6,51	7,51	11,47	6,74	2,00
P1-PUN-MD	0,92	1,35	1,64	1,82	2,08	1,58	0,33
P1-DPL-ND	1,54	2,19	3,15	3,74	4,82	3,08	1,02
P1-DIN-ND	5,74	6,21	8,40	10,33	20,14	9,21	4,27
P2-DIN-ND	3,35	4,11	5,36	8,45	9,22	5,90	2,12
P1-DMD-ND	3,40	4,37	6,73	7,97	10,66	6,54	2,24
P2-DMD-ND	2,47	2,87	4,08	4,68	6,44	4,06	1,23
P1-PUN-ND	0,66	0,69	0,88	1,22	1,68	0,97	0,34

A Figura 10 mostra a distribuição para todos os IOE. Pode ser observado que mesmo quando a dose média em posição P1-IND-MD foi maior que as demais, a posição P1-DMD-MD foi a segunda região mais exposta.

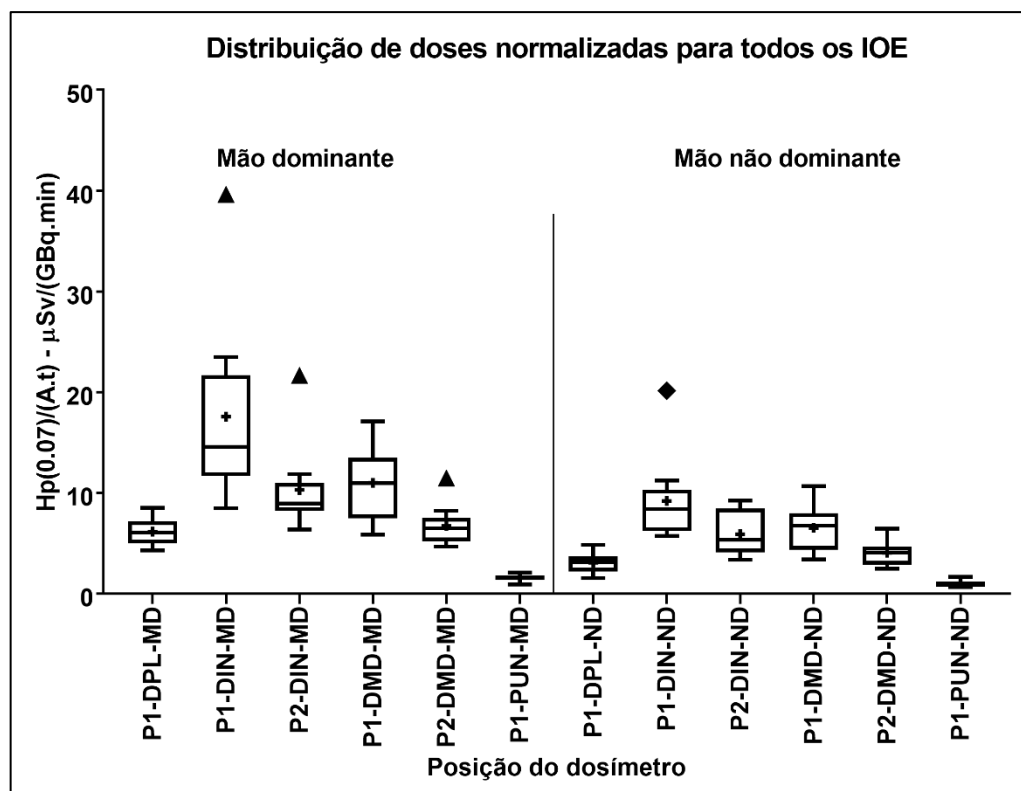


Figura 10. Distribuição de doses em extremidades dos IOE.

Ainda que a ponta do dedo indicador seja o ponto mais exposto, conforme apresentado por diversos autores ^{4,5,14-16,19-21,23,86,103,110,111} e esse resultado tenha sido corroborado nesse trabalho, os pontos mais comumente monitorados são a base do dedo indicador (P2-IND-MD) e o punho (P1-PUN-MD).

A escolha do punho ou da base do dedo indicador como pontos de monitoração decorre da dificuldade de monitoração diretamente no ponto mais exposto. Contudo, deve-se realizar a correção do valor da dose para o ponto mais exposto quando a monitoração for feita nos pontos de maior praticidade. Tem sido relatado valores de correção na faixa de 2 a 20 vezes para o punho e 6 vezes para a base do dedo indicador ^{14,15,22,86,103}.

Pode ser observado, nesse trabalho, que existe uma diferença de aproximadamente 12 vezes o valor da dose mensurada no ponto mais exposto quando relacionado ao ponto de monitoração no punho. Igualmente, a dose mensurada na base do dedo indicador apresenta diferença da ordem de duas vezes a dose no ponto mais exposto (Tabela 4).

Tabela 4. Fator de correção para o ponto mais exposto a partir do monitoração

Fator de correção para o ponto mais exposto	
P1-PUN-MD	11,14
P2-DIN-MD	1,71

4.6. Validação do simulador de extremidade

A tabela 5 mostra os resultados relativos à simulação da geometria mais frequente de manipulação dos radiofármacos usada pelos IOE. Pode ser observado que o ponto de maior exposição foi P1-DIN-SIM. A distribuição de dose nos diversos pontos de monitoração no simulador apresenta formato similar aquele obtido na monitoração dos IOE (Figura 11). A menor dispersão nos pontos monitorados é devido ao simulador ser mantido numa geometria de irradiação fixa (Figura 4b).

O teste de avaliação múltipla da diferença das médias (teste de Dunnet ¹⁰⁷) entre os diversos pontos de monitoração, quando comparados com o ponto mais exposto, demonstra que em todos os casos existe diferença significativa entre as médias, excetuando-se a posição P1-DIN-SIM (Tabela 6 e Figura 12). Essa posição corresponde àquela de maior exposição nos IOE. Dessa forma pode ser afirmado que o simulador corretamente mimetiza a extremidade do IOE.

Ainda que o simulador seja simples em sua constituição, não apresentando a complexidade da mão humana e não apresentando diversas estruturas anatômicas, tais como pele, músculos, tendões, vasos sanguíneos e ossos, e os possíveis efeitos de retro espalhamento das radiações não seja garantido, verifica-se que o equivalente de dose pessoal foi adequadamente estimado.

O procedimento de determinação do melhor ponto de monitoração em extremidades do IOE demanda que sejam empregados múltiplos dosímetros localizados em pontos que dificultam os procedimentos executados por eles, gerando desconforto e podendo alterar o modo e tempo para o desempenho de suas funções.

Tabela 5. Distribuição de doses normalizadas nos pontos de monitoração do Simulador. Todos os valores de $H_p(0,07).f_c$ se encontram em $\mu\text{Sv}/(\text{GBq}.\text{min})$

	Mín.	Q ₁	Mediana	Q ₃	Máx	Média	D. Pad.
P1-DPL-SIM	5,55	5,55	8,46	10,01	10,01	8,01	2,26
P1-DIN-SIM	9,47	9,47	11,50	18,32	18,32	13,10	4,64
P2-DIN-SIM	7,89	7,89	8,15	8,17	8,17	8,07	0,16
P1-DMD-SIM	5,28	5,28	6,58	8,76	8,76	6,87	1,76
P2-DMD-SIM	5,52	5,52	6,73	7,04	7,04	6,43	0,80
P1-PUN-SIM	2,17	2,17	2,45	2,61	2,61	2,41	0,22

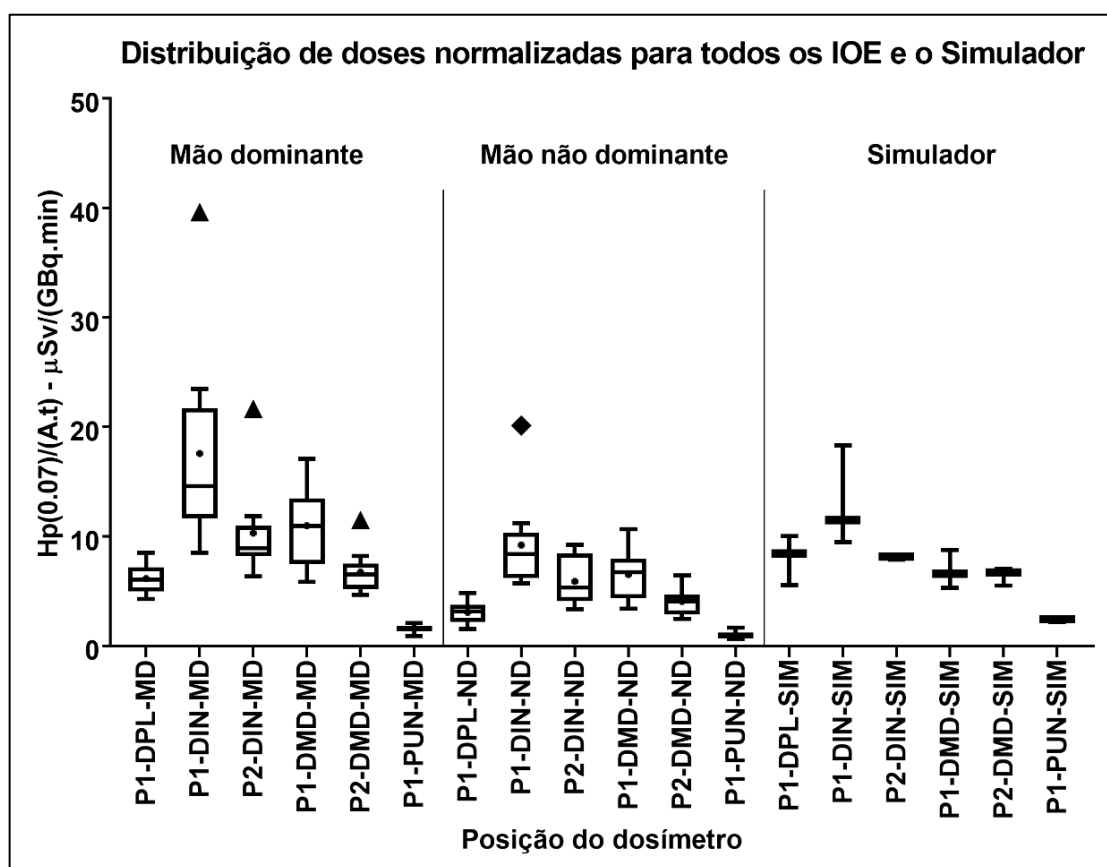


Figura 11. Comparação das distribuições de dose entre os IOE e o Simulador.

O potencial do simulador para a estimativa do ponto de máxima exposição foi comprovado, permitindo que o procedimento de avaliação do melhor ponto de

monitoração para o IOE possa ser realizado mediante a simples observação da geometria de manipulação das fontes radioativas pelo mesmo. Torna-se viável a medida indireta da exposição em extremidade, sem que haja a necessidade de realização do procedimento de avaliação diretamente nos IOE.

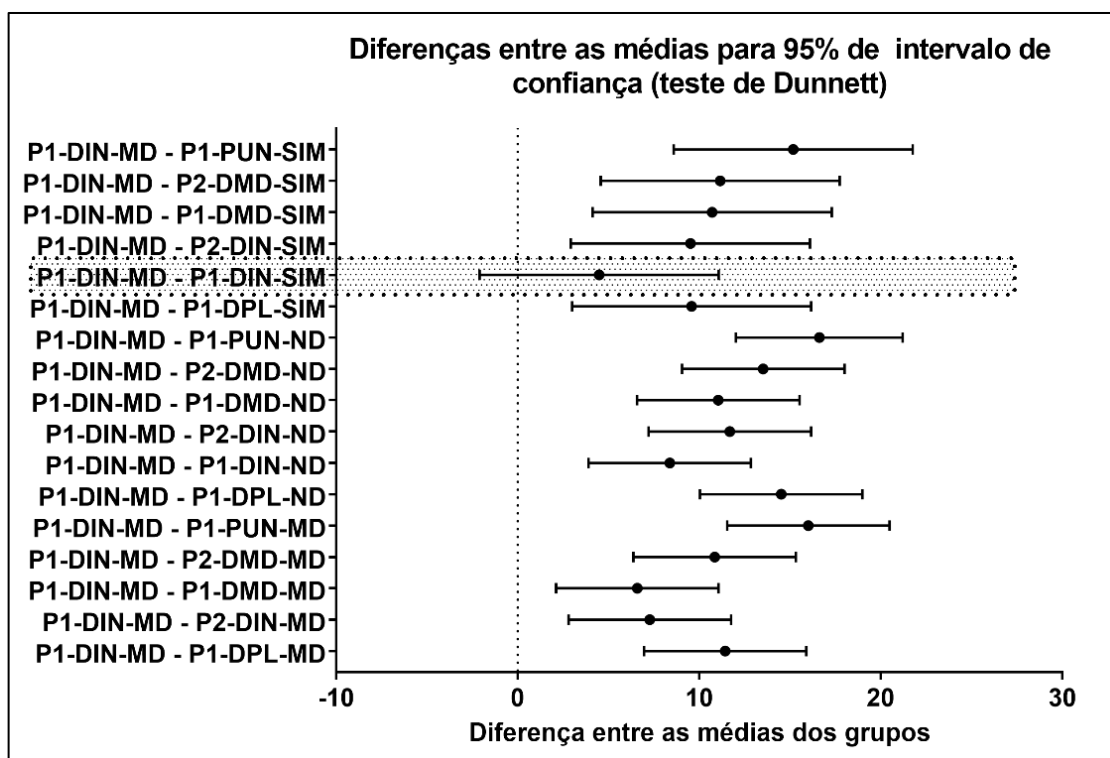


Figura 12. Resultado da análise comparações múltiplas de Dunnett para as diferenças das doses mensuradas diretamente nos IOE e no Simulador.

Tabela 6. Comparações múltiplas com o ponto de máxima exposição P1-DIN-MD (teste de Dunnett).

Ponto de comparação	Valor ajustado de p
P1-DPL-MD	<0,0001
P2-DIN-MD	0,0001
P1-DMD-MD	0,0006
P2-DMD-MD	<0,0001
P1-PUN-MD	<0,0001
P1-DPL-ND	<0,0001
P1-DIN-ND	<0,0001
P2-DIN-ND	<0,0001
P1-DMD-ND	<0,0001
P2-DMD-ND	<0,0001
P1-PUN-ND	<0,0001
P1-DPL-SIM	0,0007
P1-DIN-SIM	0,3802

Ponto de comparação	Valor ajustado de p
P2-DIN-SIM	0,0008
P1-DMD-SIM	0,0001
P2-DMD-SIM	<0,0001
P1-PUN-SIM	<0,0001

5. CONCLUSÃO

Nesse estudo, determinou-se a distribuição do equivalente de dose individual para extremidades dos IOE em um serviço de medicina nuclear.

Foi verificado que, para o grupo de IOE avaliados, deve ser aplicado um fator de correção igual a 12 para as doses obtidas com a utilização de pulseiras dosimétricas posicionadas na mão dominante voltadas para a palma da mão (dosímetros de pulso), de forma a determinar a dose no ponto mais exposto, aqui determinado como a ponta do dedo indicador. Nos casos onde forem empregados anéis dosimétricos, os mesmos devem ser utilizados na base do dedo indicador da mão dominante e voltados para a palma da mão e a análise deve ser realizada usando um fator de correção igual a 2, de forma a determinar a dose no ponto mais exposto.

Esse estudo determinou a correlação das doses obtidas nas extremidades com aquelas resultantes do experimento com simulador articulado de extremidade, manufaturado com a tecnologia de impressão tridimensional. Os resultados indicam que o simulador pode ser empregado como uma ferramenta de medida indireta para a avaliação das doses recebidas em extremidades dos IOE, sem que os mesmos tenham que se submeter ao longo procedimento de monitoração com vários dosímetros, reduzindo assim o desconforto e os riscos associados a tal procedimento.

Adicionalmente, torna-se possível empregar o simulador de forma a se determinar ajustes no modo de operação dos IOE, com o objetivo de se realizar uma melhor otimização dos procedimentos que os mesmos empregam em suas tarefas rotineiras na manipulação dos radiofármacos. Tal otimização pode então aumentar os índices de qualidade operacional dos serviços de medicina nuclear.

O baixo custo de produção do simulador tridimensional tem o potencial para a sua popularização no estudo das doses em extremidades nas áreas que empregam radiações ionizantes, sobretudo na medicina nuclear.

REFERÊNCIAS

- 1 BRASIL. Ministério da Saúde. Secretária de Vigilância Sanitária. Portaria no. 453, de 01 de junho de 1998: Aprova o Regulamento Técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, dispõe sobre o uso dos raios- x diagnósticos em todo território nacional e dá outras providências. **Diário Oficial da União**, Brasília, DF, 01 de junho de 1998, Seção 1, p. 1-59.
- 2 _____. Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação. Comissão Nacional de Energia Nuclear. CNEN-NN-3.01: Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. **Diário Oficial da União**, Brasília, DF, 01 de janeiro de 2005, Seção 1, p. 1-22.
- 3 COVENS, P. et al. Personal dose monitoring in hospitals: global assessment, critical applications and future needs. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 124, n. 3, p. 250-259, 2007.
- 4 KOPI SCH, A., MARTIN, C. B. and GRANTHAM, V. Exposure to technologists from preparing and administering therapeutic ¹³¹I: how frequently should we bioassay? **J. Nucl. Med. Technol.**, v. 39, n. 1, p. 60-2, Mar 2011.
- 5 VANHAVERE, F. et al. The ORAMED Project: Optimisation of Radiation Protection for Medical Staff. WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING. Munich, Germany: Springer Berlin Heidelberg. 7 – 12 September, 2009. 470-473 p. http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-03902-7_133
- 6 BRASIL. Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação. Comissão Nacional de Energia Nuclear. CNEN-NN-3.05: Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear. **Diário Oficial da União**, Brasília, DF, dezembro de 2013, Seção 1, p. 1-26.
- 7 KUBELKA, D., FUCIC, A. and MILKOVIC-KRAUS, S. The value of cytogenetic monitoring versus film dosimetry in the hot zone of a nuclear power plant. **Mutat. Res.**, v. 283, n. 3, p. 169-72, Nov 1992.
- 8 LEONARD, A. et al. Usefulness and limits of biological dosimetry based on cytogenetic methods. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 115, n. 1-4, p. 448-54, 2005.
- 9 MONZEN, S. et al. Cytogenetic dosimetry by micronucleus assay using peripheral blood cells is modified by thyroid hormones. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 167, n. 1-3, p. 321-5, Nov 2015.
- 10 VINNIKOV, V. A. et al. Limitations associated with analysis of cytogenetic data for biological dosimetry. **Radiat. Res.**, v. 174, n. 4, p. 403-14, Oct 2010.

- 11 RAMOS, M. M. O. and TAUHATA, L. **Grandezas Radiológicas e Unidades**. 1 ed. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria -Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2011. 27 p.
- 12 LAKSHMANAN, A. R. How to Measure the New ICRU Operational Quantities with Individual Dosimeters. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 35, n. 4, p. 253-259, 1991.
- 13 PAPIERZ, S. et al. Assessment of individual dose equivalents Hp(0.07) of medical staff occupationally exposed to ionizing radiation in 2012. **Med. Pr.**, v. 65, n. 2, p. 167-71, 2014.
- 14 SANS MERCE, M. et al. Extremity exposure in nuclear medicine: preliminary results of a European study. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 144, n. 1-4, p. 515-520, 2011.
- 15 SHERBINI, S. et al. Correction factors applied to finger dosimetry: a theoretical assessment of appropriate values for use in handling radiopharmaceuticals. **Health Phys.**, v. 101, n. 1, p. 1-12, Jul 2011.
- 16 LEIDE-SVEGBORN, S. External radiation exposure of personnel in nuclear medicine from ¹⁸F, ^{99m}Tc and ¹³¹I with special reference to fingers, eyes and thyroid. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 149, n. 2, p. 196-206, Apr 2012.
- 17 RIMPLER, A. et al. Extremity exposure in nuclear medicine therapy with ⁹⁰Y-labelled substances – Results of the ORAMED project. **Radiat. Measur.**, v. 46, n. 11, p. 1283-1286, 2011/11/01/ 2011.
- 18 VANHAVERE, F. et al. An overview on extremity dosimetry in medical applications. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 129, n. 1-3, p. 350-355, 2008.
- 19 KEMERINK, G. J. et al. Extremity doses of nuclear medicine personnel: a concern. **Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging**, v. 39, n. 3, p. 529-32, Mar 2012.
- 20 PANT, G. S., SHARMA, S. K. and RATH, G. K. Finger doses for staff handling radiopharmaceuticals in nuclear medicine. **J. Nucl. Med. Technol.**, v. 34, n. 3, p. 169-73, Sep 2006.
- 21 SANS MERCE, M. et al. Extremity exposure in nuclear medicine: preliminary results of a European study. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 144, n. 1-4, p. 515-20, Mar 2011.
- 22 VANHAVERE, F. et al. An overview on extremity dosimetry in medical applications. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 129, n. 1-3, p. 350-5, 2008.
- 23 ALVES, J. G. et al. The new EC technical recommendations for monitoring individuals occupationally exposed to external radiation. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 144, n. 1-4, p. 17-25, 2011.
- 24 FERRARI, P. et al. Main results of the Monte Carlo studies carried out for nuclear medicine practices within the ORAMED project. **Radiat. Measur.**, v. 46, n. 11, p. 1287-1290, 2011/11/01/ 2011.

- 25 BECKER, F. and BLUNCK, C. Investigation of radiation exposure of medical staff: Measurements supported by simulations with an articulated hand phantom. **Radiat. Measur.**, v. 46, n. 11, p. 1299-1302, 2011/11/01/ 2011.
- 26 BRUCER, M. Nuclear medicine begins with a boa constrictor. **J. Nucl. Med. Technol.**, v. 19, n. 6, p. 581-98, Jun 1978.
- 27 MICHAEL, S. Nuclear medicine dosimetry. **Phys. Med. Biol.**, v. 51, n. 13, p. R187, 2006.
- 28 CARLSON, S. A Glance At The History Of Nuclear Medicine. **Acta Oncol.**, v. 34, n. 8, p. 1095-1102, Jul 1995.
- 29 AMIS, E. S., Jr. et al. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. **J. Am. Coll. Radiol.**, v. 4, n. 5, p. 272-84, May 2007.
- 30 RAVIKANTH, R. Awareness of ionizing radiation and its effects among clinicians. **World J. Nucl. Med.**, v. 17, n. 1, p. 1-2, Jan-Mar 2018.
- 31 A. OUDIZ, J. C., A. Fleishman, J. Lochard, J. Lombard, G. Webb. **What is ALARA?** Centre D'Etude sur l'évaluation de la Protection dans le Domaine Nucléaire. Paris: Sep, p.01-23. 1986. Report (100)
- 32 SEABORG, G. T. and SEGRÈ, E. Nuclear Isomerism in Element 43. **Phys. Rev.**, v. 55, n. 9, p. 808-814, May 1939.
- 33 RICHARDS, P., TUCKER, W. D. and SRIVASTAVA, S. C. Technetium-99m: An historical perspective. **Int. J. Appl. Radiat. Isot.**, v. 33, n. 10, p. 793-799, Oct 1982.
- 34 BANERJEE, S., PILLAI, M. R. and RAMAMOORTHY, N. Evolution of Tc-99m in diagnostic radiopharmaceuticals. **Semin. Nucl. Med.**, v. 31, n. 4, p. 260-77, Oct 2001.
- 35 PERRIER, C. and SEGRÈ, E. Radioactive Isotopes of Element 43. **Nature**, v. 140, p. 193-194, Jul 1937.
- 36 _____. Some Chemical Properties of Element 43. **J. Chem. Phys.**, v. 5, n. 9, p. 712-716, Sep 1937.
- 37 _____. Some Chemical Properties of Element 43. II. **J. Chem. Phys.**, v. 7, n. 3, p. 155-156, Mar 1939.
- 38 ARINO, H. and KRAMER, H. H. Fission product 99mTc generator. **Int. J. Appl. Radiat. Isot.**, v. 26, n. 5, p. 301-303, May 1975.
- 39 MOLINSKI, V. J. A review of 99mTc generator technology. **Int. J. Appl. Radiat. Isot.**, v. 33, n. 10, p. 811-819, Oct 1982.

- 40 STEIGMAN, J. and RICHARDS, P. Chemistry of technetium 99m. **Semin. Nucl. Med.**, v. 4, n. 3, p. 269-79, Jul 1974.
- 41 DEWANJEE, M. K. The chemistry of 99mTc-labeled radiopharmaceuticals. **Semin. Nucl. Med.**, v. 20, n. 1, p. 5-27, Jan 1990.
- 42 SAHA, G. B. **Physics and radiobiology of nuclear medicine**. Fourth edition. New York: Springer, 2013. xvi, 356 pages
- 43 STELMACH, H. A. and QUINN, J. L., 3rd. Radiopharmaceutical quality control. **Semin. Nucl. Med.**, v. 4, n. 3, p. 295-303, Jul 1974.
- 44 TARASOV, N. F. et al. [The importance of a test control for the quality of a radiopharmaceutical preparation and its reagents used in neurosurgery]. **Med. Radiol. (Mosk)**, v. 35, n. 11, p. 38, Nov 1990.
- 45 COSTA, P. R. et al. Correlation between effective dose and radiological risk: general concepts. **Radiol. Bras.**, v. 49, n. 3, p. 176-181, May-Jun 2016.
- 46 ICRP. RBE for deterministic effects. ICRP Publication 58. **Ann. ICRP**, v. 20, n. 4, p. 1-57, 1990.
- 47 EDWARDS, A. A. and LLOYD, D. C. Risks from ionising radiation: deterministic effects. **J. Radiol. Prot.**, v. 18, n. 3, p. 175-83, Sep 1998.
- 48 FIELD, S. B. and UPTON, A. C. Non-stochastic effects: compatibility with present ICRP recommendations. **Int. J. Radiat. Biol. Relat. Stud. Phys. Chem. Med.**, v. 48, n. 1, p. 81-94, Jul 1985.
- 49 FRY, R. J. Deterministic effects. **Health Phys.**, v. 80, n. 4, p. 338-43, Apr 2001.
- 50 KALISTRATOVA, V. S. The relation of non-stochastic effects to the radiation dose of the human thyroid gland. **Vestn. Akad. Med. Nauk SSSR**, n. 2, p. 43-7, 1992.
- 51 UPTON, A. C. Cancer induction and non-stochastic effects. **Br. J. Radiol.**, v. 60, n. 709, p. 1-16, Jan 1987.
- 52 BARENDSSEN, G. W. RBE for non-stochastic effects. **Adv. Space Res.**, v. 12, n. 2-3, p. 385-92, 1992.
- 53 BISTOLFI, F. Equivalent dose and efficient dose in risk assessment of stochastic effects in diagnostic radiology. **Radiol. Med.**, v. 98, n. 1-2, p. 85-9, Jul-Aug 1999.
- 54 BLAKELY, E. A. Biological effects of cosmic radiation: deterministic and stochastic. **Health Phys.**, v. 79, n. 5, p. 495-506, Nov 2000.
- 55 BRODSKY, A. The stochastic nature of all radiation effects. **Health Phys.**, v. 102, n. 3, p. 348-50; author reply 350-1, Mar 2012.

- 56 DISTEL, L. V. and SCHUSSLER, H. Molecular and cellular principles of stochastic radiation effects. **Rontgenpraxis**, v. 53, n. 3, p. 110-9, 2000.
- 57 ROZHDESTVENSKII, L. M. The threshold for radiation stochastic effects: arguments "pro" and "contra". Applied realization. **Radiats. Biol. Radioecol.**, v. 51, n. 5, p. 576-94, Sep-Oct 2011.
- 58 SACHS, R. K. and HLATKY, L. R. Dose-rate dependent stochastic effects in radiation cell-survival models. **Radiat. Environ. Biophys.**, v. 29, n. 3, p. 169-84, 1990.
- 59 SCOTT, B. R. Methodologies for predicting the expected combined stochastic radiobiological effects of different ionizing radiations and some applications. **Radiat. Res.**, v. 98, n. 1, p. 182-97, Apr 1984.
- 60 _____. Stochastic thresholds: a novel explanation of nonlinear dose-response relationships for stochastic radiobiological effects. **Dose Response**, v. 3, n. 4, p. 547-67, May 22 2006.
- 61 SCOTT, B. R. et al. Mechanistic basis for nonlinear dose-response relationships for low-dose radiation-induced stochastic effects. **Nonlinearity Biol. Toxicol. Med.**, v. 1, n. 1, p. 93-122, Jan 2003.
- 62 YASHIN, A. I. et al. The effects of health histories on stochastic process models of aging and mortality. **J. Math. Biol.**, v. 34, n. 1, p. 1-16, 1995.
- 63 PETOUSSI-HENSS, N. et al. Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. **Ann. ICRP**, v. 40, n. 2-5, p. 1-257, 2010/04/01 2010.
- 64 [Dosimeter for radiation protection. DIN 6818. Sheet 1. General rules]. **Rofo**, v. 122, n. 3, p. 280-4, Mar 1975.
- 65 ADAMOWICZ, M. et al. Measurement of personal dose equivalent of X and gamma radiation by ring dosimeter: results of intercomparison measurements. **Med. Pr.**, v. 64, n. 5, p. 631-7, 2013.
- 66 DARENSKAIA, N. G., NELIUBOV, A. A. and SOKOLOVA, I. K. Measurement of absorbed doses using a ferrosulfate dosimeter. **Radiobiologiya**, v. 9, n. 1, p. 153-5, Jan-Feb 1969.
- 67 GOODMAN, L. J. Evaluation of dose equivalent using a tissue-equivalent ionization chamber and a Geiger-Muller dosimeter. **Radiat. Environ. Biophys.**, v. 16, n. 4, p. 367-71, 1979.
- 68 GUPTA, V. P. Estimation of shallow-dose equivalent using a two-element dosimeter. **Health Phys.**, v. 44, n. 4, p. 373-8, Apr 1983.
- 69 MATSUMOTO, S. Exposure dose and personal dosimeter. **Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi**, v. 69, n. 7, p. 795-805, Jul 2013.

- 70 MIURA, T. [Characteristics of a personal dosimeter and notes on its use]. **Kango Gijutsu**, v. 31, n. 6, p. 797-810, Apr 1985.
- 71 PILTINGSRUD, H. V. and ROBERSON, P. L. Personnel dosimeter angular response properties and the adoption of ICRU Report 39 quantities. **Health Phys.**, v. 62, n. 5, p. 385-94, May 1992.
- 72 POHL, R. W. Ionization dosimeter and the roentgen unit. **Strahlentherapie**, v. 107, n. 1, p. 1-11, Sep 1958.
- 73 SEWKOR, A., DORNEICH, M. and BUNDE, E. A new simple instrument for measurement of very small doses of roentgen rays independent of the wave length; standard dosimeter for protection measurements in radiation. **Strahlentherapie**, v. 95, n. 1, p. 148-54, Sep 1954.
- 74 SUDHYADHOM, A. et al. Technical Note: Preferred dosimeter size and associated correction factors in commissioning high dose per pulse, flattening filter free x-ray beams. **Med. Phys.**, v. 43, n. 3, p. 1507-13, Mar 2016.
- 75 VOSKRESENSKII, V. V. An evaluation of the radiation similarity between soft biological tissue and a modified ferrosulfate dosimeter. **Radiobiologiia**, v. 29, n. 1, p. 108-12, Jan-Feb 1989.
- 76 WALSH, M. L. and JOHNS, H. E. Measurement of the effective dose equivalent in a nuclear reactor environment with a personal thermoluminescent dosimeter. **Health Phys.**, v. 46, n. 1, p. 55-64, Jan 1984.
- 77 ZANKL, M. Personal dose equivalent for photons and its variation with dosimeter position. **Health Phys.**, v. 76, n. 2, p. 162-70, Feb 1999.
- 78 [Thermoluminescence dosimeter]. **Presse Med**, v. 77, n. 13, p. 494, Mar 15 1969.
- 79 AZORIN, J. et al. Preparation and dosimetric properties of a highly sensitive CaSO₄:Dy thermoluminescent dosimeter. **Health Phys.**, v. 46, n. 2, p. 269-74, Feb 1984.
- 80 BACELAR LEAO, J. L. and OBERHOFER, M. Report on the calibration of a finger-ring TL-dosimeter. **G. Fis. Sanit. Prot. Radiaz.**, v. 17, n. 1, p. 24-9, Jan-Mar 1973.
- 81 OGAWA, Y., KIMURA, Y. and HONDA, Y. Energy response of a thermoluminescent lithium fluoride disc dosimeter to beta-rays. **Radioisotopes**, v. 34, n. 3, p. 131-6, Mar 1985.
- 82 KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurement**. 4th. Hoboken, N.J.: John Wiley, 2010. 830 p.

- 83 ZELIKMAN, M. I. and KRUCHININ, S. A. Calibration of Thermoluminescent Dosimeters for Measuring Effective Dose in Computer Tomography. **Biomed. Eng. (NY)**, v. 46, n. 5, p. 186-189, 2013/01/01 2013.
- 84 G. SOARES, C. National and International Standards and Calibration of Thermoluminescence Dosimetry Systems. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 101, n. 1-4, p. 167-172, 2002.
- 85 RAHMAN, M. S. et al. Dosimetric Properties of the Newly Developed LiF:Mg,Cu,Si TL Material. **J. Sci. Res.**, v. 5, n. 1, 12/26/ 2012.
- 86 KUBO, A. L. S. L. and MAURICIO, C. L. P. TLD occupational dose distribution study in nuclear medicine. **Radiat. Measur.**, v. 71, p. 442-446, 2014/12/01/ 2014.
- 87 SALESSES, F. et al. Effect of dosimeter's position on occupational radiation extremity dose measurement for nuclear medicine workers during (18)F-FDG preparation for PET/CT. **EJNMMI Phys.**, v. 3, p. 16, Aug 2016.
- 88 KIM, M.-J. et al. Characterization of 3D printing techniques: Toward patient specific quality assurance spine-shaped phantom for stereotactic body radiation therapy. **PLoS One**, v. 12, n. 5, p. e0176227, 2017.
- 89 RENGIER, F. et al. 3D printing based on imaging data: review of medical applications. **Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.**, v. 5, n. 4, p. 335-341, 2010/07/01 2010.
- 90 VENTOLA, C. L. Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses. **P. T.**, v. 39, n. 10, p. 704-711, 2014.
- 91 BLIZNAKOVA, K. The use of 3D printing in manufacturing anthropomorphic phantoms for biomedical applications. **SSMD**, v. 2, n. 1, 05/16/ 2016.
- 92 EHLER, E. D. et al. Patient specific 3D printed phantom for IMRT quality assurance. **Phys. Med. Biol.**, v. 59, n. 19, p. 5763-73, Oct 07 2014.
- 93 KAIRN, T., CROWE, S. B. and MARKWELL, T. Use of 3D Printed Materials as Tissue-Equivalent Phantoms. **WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING**: Springer International Publishing. June 7-12, 2015. 728-731 p. https://doi.org/10.1007/978-3-319-19387-8_179
- 94 KUMAR, R. et al. Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS) plastic based low cost tissue equivalent phantom for verification dosimetry in IMRT. **J. Appl. Clin. Med. Phys.**, v. 11, n. 1, p. 3030, Dec 17 2009.
- 95 PARK, S. et al. Development of a minipig physical phantom from CT data. **J. Radiat. Res. (Tokyo)**, p. 1-6, 2017.
- 96 SATO, F. et al. Development of human hand phantom containing radiophotoluminescence material. **Radiat. Measur.**, v. 85, p. 18-25, 2016/02/01/ 2016.

- 97 INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy – Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence**: ISO 4037-3. ISO 4037-3: 46 p. 1999.
- 98 INMETRO, I. N. d. M. and TECNOLOGIA, Q. e. **GUM 2008 - Guia para a expressão de incerteza de medição**: 141-141 p. 2012.
- 99 HOSSEINI POOYA, S. and OROUJI, T. Evaluation of Effective Sources in Uncertainty Measurements of Personal Dosimetry by a Harshaw TLD System. **J. Biomed. Phys. Eng.**, v. 4, n. 2, p. 43-8, Jun 2014.
- 100 RIZK, C. and VANHAVERE, F. A Study on the Uncertainty for the Routine Dosimetry Service at the Lebanese Atomic Energy Commission Using Harshaw 8814 Dosimeters. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 170, n. 1-4, p. 168-72, Sep 2016.
- 101 VAN DIJK, J. W. Uncertainties in personal dosimetry for external radiation: a Monte Carlo approach. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 121, n. 1, p. 31-9, 2006.
- 102 TANDON, P., VENKATESH, M. and BHATT, B. C. Extremity dosimetry for radiation workers handling unsealed radionuclides in nuclear medicine departments in India. **Health Phys.**, v. 92, n. 2, p. 112-8, Feb 2007.
- 103 CARNICER, A. et al. Hand exposure in diagnostic nuclear medicine with ¹⁸F- and ^{99m}Tc-labelled radiopharmaceuticals - Results of the ORAMED project. **Radiat. Measur.**, v. 46, n. 11, p. 1277-1282, 2011/11/01/ 2011.
- 104 WRZESIEN, M., OLSZEWSKI, J. and JANKOWSKI, J. Hand exposure to ionising radiation of nuclear medicine workers. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 130, n. 3, p. 325-30, 2008.
- 105 COVENS, P. et al. Personal dose monitoring in hospitals: global assessment, critical applications and future needs. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 124, n. 3, p. 250-9, 2007.
- 106 D'AGOSTINO, R. B. Transformation to normality of the null distribution of g_1 . **Biometrika**, v. 57, n. 3, p. 679-681, 1970.
- 107 DUNNETT, C. W. New Tables for Multiple Comparisons with a Control. **Biometrics**, v. 20, n. 3, p. 482-491, 1964.
- 108 LEWIS, S. and CLARKE, M. Forest plots: trying to see the wood and the trees. **Br. Med. J.**, v. 322, n. 7300, p. 1479-80, Jun 16 2001.
- 109 SEDGWICK, P. How to read a forest plot in a meta-analysis. **BMJ**, v. 351, 2015.
- 110 HUDZIETZOVA, J. et al. Assessment of the Local Exposure of Skin on Hands of Nuclear Medicine Workers Handling ¹⁸f-Labelled Radiopharmaceuticals: Preliminary Czech Study. **Radiat. Prot. Dosimet.**, v. 171, n. 4, p. 445-452, Dec 2016.

111 KOPEC, R. et al. On the relationship between whole body, extremity and eye lens doses for medical staff in the preparation and application of radiopharmaceuticals in nuclear medicine. **Radiat. Measur.**, v. 46, n. 11, p. 1295-1298, Nov 2011.