

Ana Luiza Silva Lima Kubo

AVALIAÇÃO CRÍTICA DA EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL EXTERNA NOS SERVIÇOS
DE MEDICINA NUCLEAR DO BRASIL

Tese aprovada para obtenção do Grau de Doutor pelo Programa de Pós-Graduação em Radioproteção e Dosimetria do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear na área de Biofísica das Radiações.

Orientadora:
Dra. Claudia Lúcia de Pinho Maurício

Rio de Janeiro – Brasil

2016

T

574.1915

K95a

Kubo, Ana Luiza Silva Lima

Avaliação Crítica da Exposição Ocupacional Externa nos Serviços de Medicina Nuclear no Brasil / Ana Luiza Silva Lima Kubo. Rio de Janeiro: IRD, 2016.

xix, 151 f.: il.; tab.; 29,7 cm.

Orientadora: Cláudia Lúcia de Pinho Maurício

Tese (Doutorado) - Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2016.

Referências bibliográficas: f. 145-151

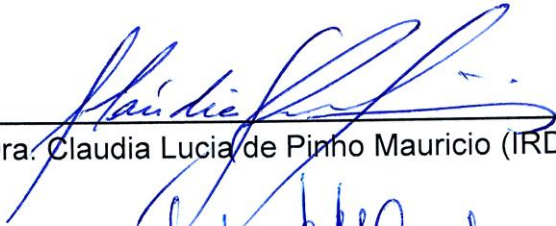
1. Biofísica das Radiações 2. Medicina Nuclear 3. Monitoração Ocupacional Externa 4. TLD 5. Brasil

I. Título

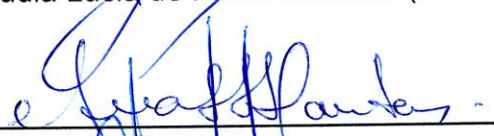
Ana Luiza Silva Lima Kubo

AVALIAÇÃO CRÍTICA DA EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL EXTERNA NOS SERVIÇOS
DE MEDICINA NUCLEAR DO BRASIL


Rio de Janeiro, 05 de dezembro de 2016.



Dra. Claudia Lucia de Pinho Mauricio (IRD/CNEN)



Dra. Ana Leticia Almeida Dantas (IRD/CNEN)



Dr. Claudio Tinoco Mesquita (UFF)



Dr. Denison de Souza Santos (IRD/CNEN)



Dra. Lídia Vasconcellos de Sá (IRD/CNEN)



Dr. Marcus Alexandre Vallim de Alencar (IRD/CNEN)

O presente trabalho foi desenvolvido no Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear, sob orientação da Dra. Claudia Lúcia de Pinho Maurício.

"O que te detém não é quem você é,
mas quem você acha que não é capaz de
ser." (Jean-Michel Basquiat)

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela minha vida, por cada oportunidade concedida e por cada aprendizado proporcionado.

À orientadora Cláudia Maurício, sem a qual esse trabalho não seria possível. Agradeço imensamente por todo o apoio e dedicação, carinho e paciência.

Ao meu marido, Tadeu Kubo, por todo o auxílio, amor, paciência e por compreender os momentos de ausência durante a realização deste trabalho. Muito obrigada por tudo.

À minha família, pelo apoio e incentivo em todos os momentos.

À Rosângela Pinto Guimarães Seda e ao Sergio Alves Gonçalves, ambos do Laboratório de Dosimetria Termoluminescente do IRD, pelo auxílio nas leituras e irradiações dos dosímetros termoluminescentes.

Aos responsáveis pelos locais onde este trabalho foi realizado, por abrirem as portas das instituições e tornarem possível esta tese.

A todos os profissionais que colaboraram tão gentilmente com as medições. Meus sinceros agradecimentos a cada um de vocês.

À equipe do GDOSE, em particular ao Dr. Cláudio Ribeiro da Silva, que realizou a consulta dos dados.

À Paula Maurício Nunes, mesmo sem conhecê-la pessoalmente, por ter indicado a ferramenta no Excel que facilitou o trabalho com os inúmeros dados do GDOSE.

Aos professores da Pós-Graduação do IRD, por me auxiliarem e contribuírem para minha formação desde a graduação.

Ao revisor e a todos os membros da banca, pela disponibilidade e contribuição para aperfeiçoamento desta tese.

A todos que, de maneira direta ou indireta, colaboraram para a realização deste trabalho.

RESUMO

Atualmente, no Brasil (2016), funcionam 421 Serviços de Medicina Nuclear (SMN). Em medicina nuclear, existe a possibilidade de exposição ocupacional interna e a externa é inevitável. A monitoração individual de tórax, para estimativa de dose efetiva é obrigatória, mas a monitoração de extremidades nem sempre é feita. O objetivo deste estudo foi realizar um levantamento dos dados da exposição externa dos profissionais de SMN do Brasil, entre 1987 e 2010, analisando-os em termos de tendências e comparando-os com medições realizadas neste trabalho e em outros países. Apesar da maioria dos SMN ainda estar localizada nos grandes centros urbanos (54% na região Sudeste), não existe estado algum sem SMN. O número crescente de SMN gerou a necessidade de mais profissionais. No ano de 1987, eram 755 profissionais e, em 2010, 4134, com a seguinte distribuição de funções: 29% de Técnicos de Medicina Nuclear (TMN), 23% de profissionais de Enfermagem, 29% de Médicos e 3% de Físicos. A dose efetiva média anual chegou a ultrapassar 3,0 mSv, em algumas regiões do país, de 1987 a 2010, mas tende a 1,0 mSv em 2010. As maiores doses, como esperado, são recebidas por TMN e Enfermagem. Os profissionais que manipulam radiofármacos têm as mãos muito mais expostas do que o tórax. Em 2010, apenas 31% dos TMN e 16% da Enfermagem utilizavam dosímetros de extremidade além do de tórax. Os dados das medições indicam que nem todos os dosímetros individuais são usados corretamente. Em geral, tanto nas medições realizadas, quanto nos registros nacionais, as doses de mão foram maiores para os profissionais que preparavam o radiofármaco (TMN) do que para os que injetavam (Enfermagem). O valor de dose medido por dosímetros de tórax pode ser usado como estimativa da dose equivalente de cristalino, com exceção do caso de TMN na prática de preparação em SMN convencionais, onde a dose equivalente de cristalino é cerca de 2 vezes maior do que a dose de tórax. As partes mais expostas das mãos são as pontas dos dedos indicador e médio da mão não dominante para os profissionais que realizam preparação do radiofármaco e o dedo indicador da mão dominante para os que realizam injeção em SMN convencional e os que fazem fracionamento e injeção, no caso de Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET). Medições com anéis dosimétricos estimam melhor a dose equivalente de extremidade do que pulseiras, que podem subestimar a dose equivalente de mão por um fator entre 10 e 20. Diferentemente da dose efetiva, a possibilidade de um valor de dose equivalente de extremidade ocupacional ultrapassar o limite anual é real. A habilidade do operador e a utilização de blindagem parecem ser mais importantes para a magnitude da dose do que a técnica de fracionamento empregada, que é determinante para a distribuição da dose nas mãos.

ABSTRACT

Currently in Brazil (2016), there are 421 Nuclear Medicine Services (NMS). In nuclear medicine, the possibility of occupational internal contamination and external exposure is unavoidable. The chest individual monitoring, to estimate the effective dose, is mandatory, but the extremity monitoring is not always made. The aim of this study was to conduct a survey of data for external exposure of NMS professionals in Brazil from 1987 to 2010, analysing them in terms of trends and comparing them with measurements carried out in this work and in other countries. Although most of the NMS is still located in large urban centres (54% in the Southeast region), there is no state without any NMS. The increasing number of NMS has generated the need for more professionals. In the year 1987, they were 755 workers and, in 2010, 4134, with the following distribution of specialties: 29% of Nuclear Medicine Technicians (NMT), 23% of Nursing professionals, 29% of Physicians and 3% of Physicists. The average annual effective dose reached more than 3.0 mSv in some regions of the country, from 1987 to 2010, but tends to 1.0 mSv in 2010. The highest doses, as expected, are received by NMT and Nursing. The professionals who handle radiopharmaceuticals have their hands much more exposed than the chest. During 2010, only 31% of NMT and 16% of Nursing used extremity dosimeters as compared to chest dosimeters. The data from the measurements indicate that not all individual dosimeters are used properly. Generally, both in the measurements as in national registries, the hand doses were higher for professionals who prepared the radiopharmaceutical (NMT) than those who injected (Nursing). The value measured by chest dosimeters can be used to estimate the equivalent dose to the eye lenses, except for NMT at preparation practices at conventional NMS, where the equivalent dose of the lens is about 2 times higher than the dose at the chest. The most exposed areas of the hands are the tips of the index and middle fingers of the non-dominant hand for professionals who carry out preparation of the radiopharmaceutical and the index finger of the dominant hand for those who perform injection in conventional NMS and making fractionation and injection in the case of Positron Emission Tomography (PET). Thus, measurements with dosimetric rings estimate better the extremity equivalent dose than bracelets, which can underestimate the hand equivalent dose by a factor between 10 and 20. Unlike the effective dose, the possibility that an occupational equivalent dose value exceeds the annual limit is real. The ability of the operator and the use of shielding seem to be more important to the magnitude of the dose than the used fractionation technique, which is highly relevant for the dose distribution in the hands.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Princípios e componentes básicos da gama câmara (CHERRY <i>et al.</i> ,2003). 6	6
Figura 2. Esquema de detecção por coincidência (pares de fótons) em sistemas PET (ROBILLOTA,2006).	8
Figura 3. Imagem de um exame PET (SIEMENS, 2010).	10
Figura 4. Equipamento de PET/CT - SIEMENS Biograph 16 (SIEMENS,2010).	11
Figura 5. Imagem de tomografia computadorizada (A), imagem de PET (B) e fusão das duas imagens (C) que fornece uma maior precisão da localização do tumor (FINGER <i>et al.</i> ,2005).	11
Figura 6. Valores medidos no simulador <i>slab</i> dividido pelo valor medido no simulador Alderson, variando com a energia média dos fótons.	15
Figura 7. Valores medidos no simulador cilíndrico dividido pelo valor medido no simulador Alderson, variando com a energia média dos fótons.	15
Figura 8. Fluxograma de organização da monitoração individual externa no Brasil. ..	17
Figura 9. Técnicas de retirada do material radioativo do frasco. Técnica de inversão (A), técnica-V (B) e a técnica da agulha longa a 45° no topo do frasco (C) (ICRP,2008).	23
Figura 10. Exemplos de fracionamento em um SMN com SPECT.	34
Figura 11. Suportes blindados para seringa.	34
Figura 12. Exemplos de profissionais de Enfermagem injetando pacientes durante procedimentos de cintilografia.	35
Figura 13. TMN preparando a atividade de ^{18}F , utilizando, para isso, um dispositivo fracionador de dose do tipo orbital.	36
Figura 14. TMN injetando o material no paciente durante procedimentos de PET.	37
Figura 15. Protetor de seringa com blindagem de 6 mm de tungstênio para procedimentos de PET.	37
Figura 16. Distribuição dos dosímetros contendo TLD na mão dos IOE monitorados durante preparação e injeção dos radiofármacos.	38
Figura 17. Processo de montagem dos dosímetros.	39
Figura 18. Leitora manual Harshaw modelo 3500.	40

Figura 19. Curva de leitura TL do TLD-100H obtida no leitor Harshaw 3500.....	40
Figura 20. Arranjo experimental da irradiação dos TLD na fonte de ¹³⁷ Cs do LABIR..	41
Figura 21. Curva de calibração de um TLD.....	41
Figura 22. Arranjo para irradiação dos TLD no simulador <i>slab</i>	44
Figura 23. Arranjo para irradiação dos TLD no simulador <i>rod</i>	44
Figura 24. Protocolo utilizado durante as medições nos IOE.	49
Figura 25. Planilha utilizada para análise das doses de acordo com os parâmetros registrados durante as monitorações dos IOE.	50
Figura 26. Foto das mãos dos IOE-SPECT-1, 2 e 3 durante a prática de preparação do radiofármaco em serviços com SPECT e a distribuição dos valores de H _P (0,07) recebidos em suas mãos dominante e não dominante neste procedimento.	60
Figura 27. Foto das mãos dos IOE-SPECT-4, 5 e 6 durante a prática de preparação do radiofármaco em serviços com SPECT e a distribuição dos valores de H _P (0,07) recebidos em suas mãos dominante e não dominante neste procedimento.	61
Figura 28. Distribuição dos valores de H _P (0,07) nas mãos dominante e não dominante de IOE durante a prática de injeção do radiofármaco em SMN com SPECT.	65
Figura 29. Distribuição dos valores de H _P (0,07) nas mãos dominante e não dominante de IOE durante a preparação do radiofármaco em serviços de PET.	68
Figura 30. Distribuição dos valores de H _P (0,07) nas mãos dominante e não dominante de IOE durante a prática de injeção do radiofármaco em serviços de PET.....	71
Figura 31. Exemplo de bancada em SMN onde são manipulados os radiofármacos para serem injetados nos pacientes	77
Figura 32. Evolução da quantidade de SMN entre os anos 1987 e 2010.	85
Figura 33. Número de habitantes nas regiões do Brasil nos anos 1992, 1999, 2009 e 2015 (IBGE,2016).....	86
Figura 34. Distribuição da população pelas regiões do Brasil (IBGE, 2016).....	86
Figura 35. Comparação entre o número de SMN do Brasil nos anos 1987, 2000 e 2015.	87
Figura 36. Região Sudeste - Comparação do número de SMN entre os anos 1987, 2000 e 2015.	88

Figura 37. Região Sul - Comparação do número de SMN entre os anos 1987, 2000 e 2015.	89
Figura 38. Região Nordeste - Comparação do número de SMN entre os anos 1987, 2000 e 2015.	90
Figura 39. Região Centro-Oeste - Comparação do número de SMN entre os anos 1987, 2000 e 2015.....	91
Figura 40. Região Norte - Comparação do número de SMN entre os anos 1987, 2000 e 2015.	93
Figura 41. Evolução do número de indivíduos ocupacionalmente expostos no período compreendido entre os anos de 1987 e 2010.....	94
Figura 42. Evolução do número de IOE no Brasil por região.....	96
Figura 43. Evolução do número de IOE monitorados em SMN por função.....	97
Figura 44. Evolução do percentual de IOE em todo o Brasil nos anos 1987, 2000 e 2010.	98
Figura 45. Comparação entre o percentual de anéis e pulseiras dosimétricas no período compreendido entre os anos 1987 e 2010, em todo o Brasil.	101
Figura 46. Comparação entre as quantidades de dosímetros de tórax e extremidade no Brasil como um todo e em cada região, no ano 2010, discriminando o percentual de anel e pulseira dosimétrica.	103
Figura 47. Distribuição, por função, dos usuários de dosímetros de extremidade no Brasil nos anos 1987, 2000 e 2010.....	104
Figura 48. Dose coletiva no Brasil no período entre 1987 e 2010.	106
Figura 49. Doses efetivas médias anuais, em mSv, para o país como um todo e para as regiões Sudeste e Sul do país, no intervalo entre os anos 1987 e 2010.	108
Figura 50. Doses efetivas médias anuais, em mSv, para as regiões Nordeste, Centro-Oeste e Norte do país no intervalo entre os anos 1987 e 2010.	109
Figura 51. Dose efetiva anual média para as diferentes funções, no período entre 1987 e 2010.	112
Figura 52. Histogramas comparativos entre as frequências das doses efetivas anuais (mSv) nos anos 1987 e 2010 para as funções: TMN, Médicos, Enfermagem e Físicos.....	113

Figura 53. Histograma comparativo entre as doses efetivas anuais de TMN nos anos 1987 e 2010.	114
Figura 54. Histograma comparativo entre as doses efetivas anuais dos profissionais da Enfermagem nos anos 1987 e 2010.	114
Figura 55. Histograma comparativo entre as doses efetivas anuais de Médicos nos anos 1987 e 2010.	115
Figura 56. Histograma comparativo entre as doses efetivas anuais de Físicos nos anos 1987 e 2010.	115
Figura 57. Histograma das doses equivalentes anuais de anel (mSv) no ano 2004 para as funções: TMN, Enfermagem, Médicos e Físicos.	117
Figura 58. Histograma das doses equivalentes anuais de pulseira (mSv) no ano 2004 para as funções: TMN, Enfermagem, Médicos e Físicos.	117
Figura 59. Histograma das doses equivalentes anuais de anel (mSv) no ano 2010 para as funções: TMN, Médicos, Enfermagem e Físicos.	118
Figura 60. Histograma das doses equivalentes anuais de pulseira (mSv) no ano 2010 para as funções: TMN, Médicos, Enfermagem e Físicos.	118
Figura 61. Histograma comparativo entre as frequências relativas das doses efetivas extraídas do GDOSE e as obtidas nas medições nos SMN para TMN em procedimentos de preparação.	122
Figura 62. Histograma comparativo entre as frequências relativas das estimativas de dose equivalente de extremidade com dados extraídos do GDOSE e obtidos nas medições nos SMN para TMN em procedimentos de preparação.	123
Figura 63. Histograma comparativo entre as frequências relativas das estimativas de dose equivalente no cristalino com dados extraídos do GDOSE e das medições nos SMN para TMN em procedimentos de preparação.	124
Figura 64. Histograma comparativo entre as frequências relativas das doses efetivas extraídas do GDOSE e as obtidas nas medições nos SMN para Enfermagem em procedimentos de injeção.	125
Figura 65. Histograma comparativo entre as frequências relativas das estimativas de maior dose equivalente de extremidade com dados extraídos do GDOSE e obtidos nas medições nos SMN para Enfermagem em procedimentos de injeção.	125

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Limites anuais de doses ocupacionais e de público (CNEN,2014).....	13
Tabela 2. Laboratórios certificados para prestação de Serviço de Monitoração Individual Externa (SMIE) para fótons, autorizados pelo CASEC - IRD/CNEN.	17
Tabela 3. Razões entre a dose no ponto mais exposto e a dose no ponto medido e os valores médios e medianos dessas razões.	25
Tabela 4. Doses no ponto mais exposto normalizadas pela atividade manipulada (mSv/GBq) de trabalhos anteriores.....	27
Tabela 5. Doses diárias obtidas no estudo de Wrzesiён <i>et al.</i> (2008).....	27
Tabela 6. Número de monitorações realizadas e número de profissionais avaliados, de acordo com suas práticas e tempo de experiência em suas respectivas funções.....	32
Tabela 7. Fatores de calibração calculados, F_C , para conversão de kerma no ar para equivalente de dose individual nas diversas profundidades.....	44
Tabela 8. Cálculo da incerteza padrão combinada e expandida, com seus principais componentes.....	47
Tabela 9. Exemplo de tabela construída para análise dos dados de corpo inteiro.....	53
Tabela 10. Exemplo de tabela construída para análise dos dados de extremidade....	53
Tabela 11. Exemplo dos resultados obtidos na medição de um IOE durante o procedimento de injeção de MIBI- ^{99m} Tc para cintilografia de miocárdio.	57
Tabela 12. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil dos dados analisados para IOE durante a prática de preparação de radiofármacos em SMN com SPECT.....	59
Tabela 13. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil das estimativas de dose anuais para IOE durante a prática de preparação de radiofármacos em SMN com SPECT.	62
Tabela 14. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil dos dados analisados para IOE durante a injeção de radiofármacos em SMN com SPECT.....	63
Tabela 15. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil das estimativas de dose anuais para IOE durante a prática de injeção de radiofármacos em SMN com SPECT.	64
Tabela 16. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil dos dados analisados para IOE durante a prática de preparação de radiofármacos em serviços de PET.	67

Tabela 17. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil das estimativas de dose anuais para IOE durante a prática de preparação do radiofármaco em serviços de PET.....	69
Tabela 18. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil dos dados analisados para IOE durante a prática de injeção de radiofármacos em serviços de PET.....	70
Tabela 19. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil das estimativas de dose anuais para IOE durante a prática de injeção do radiofármaco em serviços de PET.	72
Tabela 20. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil das estimativas de dose anuais para IOE durante a prática de preparação + injeção do radiofármaco em serviços de PET.	73
Tabela 21. Análise das razões entre alguns pontos monitorados para IOE durante a prática de preparação de radiofármacos em SMN com SPECT.	75
Tabela 22. Análise das razões entre alguns pontos monitorados para IOE durante a prática de injeção de radiofármacos em SMN com SPECT.	77
Tabela 23. Análise das razões entre alguns pontos monitorados para IOE durante a prática de preparação de radiofármacos em serviços de PET.	78
Tabela 24. Análise das razões entre alguns pontos monitorados para IOE durante a prática de injeção de radiofármacos em serviços de PET.....	79
Tabela 25. Análise das razões entre alguns pontos monitorados para IOE durante a prática de preparação e injeção de radiofármacos em serviços de PET.....	80
Tabela 26. Resumo dos fatores de conversão das doses obtidas pelos dosímetros localizados na base do dedo mais exposto e no punho para estimar o valor da dose no ponto mais exposto e dos fatores conversão da dose obtida com dosímetro de tórax para estimar a dose no cristalino.	81
Tabela 27. Doses no ponto mais exposto normalizadas pela atividade manipulada (mSv/GBq) deste trabalho e de trabalhos anteriores.	82
Tabela 28. Dose efetiva: valores mínimos, máximos, médios, medianos e de 3º quartil.	111
Tabela 29. Dose equivalente para anel dosimétrico: valores mínimos, máximos, médios, medianos e de 3º quartil.....	119
Tabela 30. Dose equivalente para pulseira dosimétrica: valores mínimos, máximos, médios, medianos e de 3º quartil.....	120

Tabela 31. Doses máxima, média, mediana e 3º quartil para os procedimentos de preparação do radiofármaco para SMN com SPECT, extraídas do GDOSE no ano de 2010 e obtidas nas medições nos SMN..... 121

Tabela 32. Doses máxima, média, mediana e 3º quartil para os procedimentos de preparação do radiofármaco para SMN com SPECT, extraídas do GDOSE no ano de 2010 e obtidas nas medições nos SMN..... 121

SIGLAS

CASEC	Comitê de Avaliação de Serviços de Ensaio e Calibração
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CT	Tomografia Computadorizada
DIDOS	Divisão de Dosimetria do IRD
GDOSE	Sistema de Gerência de Dose Ocupacional Externa do IRD/CNEN
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IOE	Indivíduo(s) Ocupacionalmente Exposto(s)
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
LABIR	Laboratório de Irradiações do IRD
LDT	Laboratório de Dosimetria Termoluminescente da Divisão de Dosimetria do IRD
MN	Medicina Nuclear
MRI	Imagem de Ressonância Magnética
MS	Ministério da Saúde
OSL	Luminescência Opticamente Estimulada
PET	Tomografia por Emissão de Pósitrons (<i>Positron Emission Tomography</i>)
SMIE	Serviço de Monitoração Individual Externa
SMN	Serviço(s) de Medicina Nuclear
SPECT	Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único (<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>)
TLD	Dosímetro(s) Termoluminescente(s)
TMN	Técnicos de Medicina Nuclear e Farmacêuticos

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	4
2.1. Medicina Nuclear.....	4
2.1.1. Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único (SPECT) 5	
2.1.2. Tomografia por Emissão de Póstrons	7
2.2. Monitoração individual externa como uma ferramenta de proteção radiológica.....	11
2.2.1. Monitoração individual externa no Brasil.....	15
2.2.2. Proteção Radiológica em um Serviço de Medicina Nuclear	17
2.3. História da Medicina Nuclear no Brasil	19
2.4. Doses ocupacionais externas em Medicina Nuclear.....	22
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	31
3.1. Metodologia para avaliação da distribuição de doses ocupacionais em algumas atividades de MN	31
3.1.1. IOE e SMN estudados	31
3.1.1.1. Descrição dos procedimentos de SPECT acompanhados	32
3.1.1.2. Descrição dos procedimentos de PET estudados.....	35
3.1.2. Sistema de medição utilizado pelos IOE	37
3.1.2.1. Escolha e preparação dos dosímetros	38
3.1.2.2. Avaliação dos TLD.....	39
3.1.2.3. Calibração individual dos TLD.....	40
3.1.2.4. Cálculo do fator diário de calibração do sistema TL (F_n)	42
3.1.2.5. Calibração dos dosímetros em equivalente de dose individual – $H_P(d)$	43
3.1.2.6. Cálculo da incerteza de medição	45
3.1.3. Protocolo de coleta de dados e avaliação das doses.....	47
3.1.4. Análise dos resultados das medições	48

3.2. Metodologia para análise dos dados de SMN extraídos do Sistema GDOSE	51
3.3. Metodologia para comparação entre os dados do GDOSE e as medições nos SMN	54
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	56
4.1. Avaliação da distribuição de doses ocupacionais em algumas atividades de MN	56
4.1.1. Serviço de SPECT	58
4.1.1.1. Preparação do radiofármaco.....	58
4.1.1.2. Injeção do radiofármaco.....	63
4.1.1.3. Comparação entre preparação e injeção em SMN de SPECT	65
4.1.2. Serviço de PET	66
4.1.2.1. Fracionamento do radiofármaco	66
4.1.2.2. Injeção do radiofármaco.....	69
4.1.2.3. Preparação + Injeção do radiofármaco	72
4.1.2.4. Comparação entre preparação e injeção em serviços de PET	74
4.1.3. Comparação entre dados de dosimetria ocupacional externa de SPECT e PET.....	74
4.1.4. Razões entre doses ocupacionais externas para mãos, cristalino e tórax	75
4.1.5. Normalização das doses pela atividade manipulada.....	81
4.2. Análise dos dados de SMN RJ extraídos do Sistema GDOSE	83
4.2.1. Evolução do número de SMN e IOE monitorados no Brasil	83
4.2.2. Evolução do número de IOE em SMN no Brasil monitorados adicionalmente com dosímetros de extremidade	99
4.2.3. Evolução da dose ocupacional média e coletiva de IOE de SMN do Brasil	105
4.2.4. Análise da dose ocupacional por função do IOE de SMN do Brasil	110
4.3. Comparação entre os dados do GDOSE e das medições nos SMN.....	121
5. CONCLUSÕES	127

RECOMENDAÇÕES.....	131
APÊNDICE A	132
1. Grandezas relevantes	132
1.1. Atividade	132
1.2. Dose absorvida	133
1.3. Kerma	134
1.4. Equivalente de dose.....	134
1.5. Dose equivalente no tecido ou órgão T	135
1.6. Dose efetiva	136
1.7. Equivalente de dose individual	138
1.8. Dose individual.....	139
1.9. Dose coletiva.....	139
APÊNDICE B	140
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	145

A Medicina Nuclear (MN) é uma especialidade médica que utiliza compostos marcados com radionuclídeos para fins de diagnóstico e terapia. Esta especialidade médica, capaz de fornecer informações fisiológicas e metabólicas sobre o corpo humano, tornou-se uma ferramenta fundamental para a detecção precoce de muitas doenças, inclusive vários tipos de câncer. A cintilografia é uma técnica sofisticada de imagem médica que utiliza pequenas quantidades de material radioativo (radiofármaco), que funciona como um marcador que ajuda a detectar a presença de tumores, traumatismos, infecções ou outras doenças. Numa cintilografia o radiofármaco é geralmente administrado por via endovenosa, permitindo que a substância seja transportada pela circulação sanguínea até o órgão que se pretende estudar. Em MN existem diversas técnicas e metodologias disponíveis, habitualmente agrupadas em dois grandes grupos: MN convencional, dividida em cintilografia planar e tomografia computadorizada por emissão de fóton único (*Single Photon Emission Computed Tomography* - SPECT) e tomografia por emissão de pósitrons (*Positron Emission Tomography* - PET) ou PET em conjunto com um equipamento de tomografia computadorizada (PET/CT). Além do diagnóstico, a MN também é muito útil em procedimentos terapêuticos, como o tratamento de câncer de tireoide, hipertireoidismo e alívio da dor para certos tipos de câncer dos ossos (HENDEE e RITENOUR,2002; NCRP,1997).

A MN no Brasil iniciou em 1949, com a construção do Laboratório de Isótopos da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Em 1954, no Rio de Janeiro, foi fundado o primeiro serviço particular de MN do país. Em 1998 iniciou-se o uso da tecnologia PET, com a instalação de uma câmara que realizava exames de PET com SPECT, chamada PET/SPECT, no Serviço de Radioisótopos do Instituto do Coração (InCor) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Somente em 2002 foi instalado o primeiro equipamento de PET dedicado do País, no InCor, substituindo o sistema PET/SPECT (ROBILOTTA,2006). De acordo com a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), em setembro de 2016 existiam, em operação, 421 Serviços de Medicina Nuclear (SMN) no Brasil, sendo que 110 destes possuíam autorização para uso do ^{18}F -FDG, um radiofármaco utilizado em exames de PET (CNEN,2016a).

O PET é uma importante ferramenta diagnóstica, principalmente em oncologia, onde sua aplicação vem crescendo continuamente. Por esse motivo, o PET tem se tornado um

procedimento de rotina em muitos departamentos de MN. Na maioria dos casos, tanto em procedimentos de PET, quanto em MN convencional, em serviços que utilizam gama câmara, o material radioativo é transferido de um frasco para uma seringa e então é administrado ao paciente.

O elevado e crescente número de pacientes submetidos a procedimentos de MN e de profissionais envolvidos nessas práticas justificam esforços permanentes para a melhoria da qualidade dos diagnósticos e para a redução dos riscos radiológicos inerentes a esta prática, tanto para os pacientes, quanto para os profissionais. Todos os profissionais envolvidos na área de MN são expostos à radiação externa e ao risco de incorporação de radionuclídeos, pois os profissionais permanecem próximos a fontes não seladas, tanto na preparação dos radiofármacos, quanto dos próprios pacientes, que se transformam em fontes. Como há a necessidade de manipulação de fontes e contato direto ou indireto com os pacientes nos quais foram administrados os radiofármacos, a exposição externa na rotina de um SMN é inevitável, não só nas mãos, que recebem as maiores doses por estarem mais próximas do material radioativo, mas no corpo todo, de uma maneira geral. Nos últimos anos, tem sido dada ênfase nas doses potenciais de cristalino, devido à radiosensibilidade do órgão, já que existe o risco de indução de opacidade e de catarata por exposições à radiação ionizante. Atualmente, a monitoração individual rotineira da dose no cristalino ainda é uma questão em aberto, e tem sido discutida por vários grupos, em diversas partes do mundo, principalmente com a redução do valor do limite de dose equivalente para o mesmo valor do limite anual da dose efetiva.

A monitoração rotineira de indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) constitui uma parte importante de qualquer programa de proteção radiológica e é realizada para verificar se as doses recebidas pelos trabalhadores estão sendo mantidas dentro da faixa de valores planejados. No Brasil, a monitoração individual externa com dosímetro localizado no tórax do IOE é obrigatória para todos os que trabalham em áreas controladas e o uso de dosímetros de extremidade é recomendável quando o IOE realiza práticas em que a dose nas mãos possa ser muito maior que a dose no tórax. Em algumas aplicações médicas da radiação, como em SMN, os IOE recebem doses no tórax, na maioria das vezes, relativamente baixas, mas aqueles que preparam e injetam radiofármacos recebem doses significativas em suas mãos. Como consequência da definição da norma CNEN 3.01 (CNEN,2014), em que o limite de dose na pele tem que ser aplicado ao valor médio da dose em 1 cm² de área na região mais irradiada, é aconselhável medir a dose da pele no local com possibilidade de maior exposição (VANHAVERE *et al.*,2006).

A dificuldade na estimativa da exposição da parte mais afetada dos dedos é agravada pelo fato de o método convencional utilizado para determinação da dose recebida pelas

mãos, usando anéis ou pulseiras dosimétricas, poder subestimar a dose equivalente de extremidade no caso da MN. Isso ocorre porque a distribuição da dose recebida pela pele das mãos é extremamente não uniforme, com exposição maior na ponta dos dedos (WRZESIEN *et al.*,2008). Sendo assim, a posição correta dos dosímetros é um fator importante e um cuidado especial que deve ser tomado no posicionamento dos dosímetros de extremidade (EC,2009).

Segundo os registros disponíveis na CNEN, para o Brasil, a maioria dos trabalhadores de SMN é monitorada rotineiramente, por meio do uso de dosímetros posicionados no tórax, para avaliação de sua exposição externa à radiação, mas poucos utilizam dosímetro de extremidade. O cristalino não é monitorado, já que nacionalmente não existem serviços de dosimetria de cristalino disponíveis. Entretanto, na prática, nem todos os trabalhadores utilizam corretamente, ou nem mesmo utilizam, os dosímetros disponibilizados pela instalação, o que faz com que as medições obtidas nem sempre correspondam à exposição real dos funcionários.

Este trabalho tem como objetivo principal analisar as medições das exposições ocupacionais externas de MN no Brasil, dando subsídios para uma melhor estimativa das grandezas limitantes de proteção radiológica (dose efetiva, dose equivalente de extremidade e dose equivalente de cristalino):

- a) Medir a distribuição das doses nas mãos/punhos, no cristalino e no tórax dos profissionais de SMN nas atividades de preparação e injeção dos radiofármacos marcados com ^{99m}Tc e ^{18}F ;
- b) Analisar as doses anuais (tórax e extremidade) de todos os IOE monitorados no Brasil, utilizando os dados registrados no GDOSE entre os anos 1987 (início do banco de dados) e 2010 (último ano disponível no início das análises deste trabalho);
- c) Avaliar se os monitores individuais normalmente utilizados nos SMN pelos IOE possibilitam a avaliação adequada das grandezas limitantes de proteção radiológica;
- d) Comparar as informações obtidas entre si e com dados da literatura.

2.1. Medicina Nuclear

A MN é uma especialidade médica que utiliza fontes radioativas não seladas para o diagnóstico e tratamento de doenças. Ao contrário de outras técnicas, como a radiografia convencional e tomografia computadorizada, que permitem imagens estruturais, a MN é uma técnica intrinsecamente funcional, permitindo a identificação de alterações antes do progresso da doença. As imagens são adquiridas a partir da detecção da radiação emitida por pequenas quantidades de um marcador radioativo introduzido no corpo do paciente. Radionuclídeos com emissão gama são fundamentais como marcadores, pois a imagem do órgão gerada nada mais é do que o resultado da contagem dos fótons emitidos por esses radionuclídeos. Normalmente os radionuclídeos usados para diagnóstico emitem radiação gama ou pósitrons, que se aniquilam com os elétrons do meio, formando fótons de aniquilação. Quando fixados a marcadores biológicos clinicamente úteis, que irão direcioná-los ao local de interesse, esses radionuclídeos são chamados de radiofármacos ou radiotraçadores. A administração do radiofármaco geralmente é realizada por meio de acesso venoso, e a concentração desse medicamento e a localização no corpo humano estão diretamente relacionadas à função de um determinado órgão (LESLIE e GREENBERG,2003).

Entre os procedimentos diagnósticos mais comuns realizados em um SMN pode-se destacar: cintilografia de perfusão miocárdica (utilizando Sestamibi marcado com ^{99m}Tc); cintilografia óssea (utilizando MDP marcado com ^{99m}Tc); cintilografia renal dinâmica (utilizando DTPA marcado com ^{99m}Tc); cintilografia renal estática (utilizando DMSA marcado com ^{99m}Tc); cintilografias de tireoide (utilizando Iodeto de sódio- ^{131}I e ^{99m}Tc – Pertecnetato de sódio); pesquisa de doenças infecciosas/inflamatórias, como osteomielite, sarcoidose e febre de origem indeterminada (utilizando leucócitos marcados com HMPAO e ^{99m}Tc , MDP marcado com ^{99m}Tc , citrato de gálio- ^{67}Ga), cintilografia de perfusão cerebral (utilizando ECD marcado com ^{99m}Tc). Utilizando o ^{18}F -FDG, pode-se realizar o diagnóstico diferencial entre tumores malignos e lesões benignas, estadiamento de tumores malignos, avaliações de respostas terapêuticas à quimioterapia e radioterapia, sendo indicada a realização do exame principalmente para tumores cerebrais, de cabeça e pescoço, do sistema endócrino, de pulmão, de mama, ginecológicos, linfomas, melanoma, entre outros. Também podem ser

realizadas terapias de hipertireoidismo e câncer de tireoide (utilizando Iodeto de sódio- ^{131}I), terapias de neuroblastoma e feocromocitoma utilizando (MIBG- ^{131}I), terapia de tumores neuroendócrinos (utilizando ^{177}Lu -DOTATATO), radiossinovectomia (utilizando ^{90}Y ou ^{153}Sm , ambos marcados com hidroxiapatita), entre outras (HIRONAKA *et al.*,2012).

O termo Medicina Nuclear engloba diferentes técnicas de imagem tais como PET, imagem estáticas e dinâmicas, imagens planares e tomográficas (SPECT). Atualmente existem equipamentos híbridos, que permitem realizar imagens estruturais e funcionais com o mesmo equipamento, tais como: PET com tomografia computadorizada (CT), PET/CT; PET com ressonância magnética (PET/MRI) e SPECT combinada com a CT (SPECT/CT).

Atualmente, a MN oferece procedimentos que são essenciais para muitas especialidades médicas, da cardiologia pediátrica à psiquiatria. Novos e inovadores tratamentos de MN que localizam com precisão níveis moleculares dentro do corpo, estão revolucionando nossa compreensão e abordagem para uma variedade de doenças (SNMMI,2016).

2.1.1. Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único (SPECT)

Apesar dos avanços nas técnicas de imagem, em MN o equipamento mais utilizado é a gama câmara baseada em um detector de iodeto de sódio dopado com tálio, NaI(Tl). A gama câmara convencional é formada basicamente por 1 ou 2 detectores e é usada para imagens planas e tomográficas, estáticas e dinâmicas. A SPECT permite que uma série de imagens de cortes bidimensionais (2-D) adquiridas por diversos ângulos em torno do paciente sejam reconstruídas, formando uma imagem da distribuição tridimensional (3-D) de radionuclídeos dentro do corpo (CHERRY *et al.*,2003).

O objetivo do SPECT é fornecer uma imagem tridimensional da concentração de radionuclídeos nos órgãos, como função do tempo. Atualmente, o radionuclídeo mais utilizado é o $^{99\text{m}}\text{Tc}$, que é o produto do decaimento radioativo do ^{99}Mo por emissão β^- . Esse elemento radioativo encontra-se em um estado metaestável e sua desativação ocorre por transição isomérica para o nível fundamental do ^{99}Tc , emitindo um raio gama de 140 keV (89%). O $^{99\text{m}}\text{Tc}$ possui meia vida de aproximadamente 6,007 h (NIST,2010) e é produzido por geradores de $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$, onde o radionuclídeo $^{99\text{m}}\text{Tc}$ é continuamente produzido pela desintegração do ^{99}Mo , e sua extração periódica possibilita fornecimento constante nos próprios SMN. O $^{99\text{m}}\text{Tc}$ é adequado para a obtenção de imagens, pois, além de ser um emissor gama puro, possui meia-vida relativamente curta e apresenta propriedades físico-

químicas que permitem a marcação de uma grande variedade de fármacos que podem ser usados para estudos da maioria dos órgãos do corpo (CHERRY *et al.*,2003).

Para a formação da imagem, é necessário que os raios gama emitidos sejam colimados pelo equipamento. O tipo de colimador mais comum é constituído de chumbo com múltiplos orifícios paralelos (ou canais) que permitem que os fótons atravessem dentro do ângulo de aceitação desejado, passem por dentro dos canais e atinjam o cristal cintilador (CHERRY *et al.*,2003).

O cristal cintilador, normalmente o NaI(Tl), e uma série de tubos fotomultiplicadores (com quantidades que variam entre 30 e 100 tubos), localizam-se atrás do cristal em um arranjo bidimensional, como mostrado na Figura 1. Os tubos fotomultiplicadores multiplicam o sinal recebido e produzem um pulso de corrente elétrica quando recebem cintilações produzidas pelas interações da radiação com o cristal. Um circuito eletrônico é usado para determinar a localização de cada interação de raio gama dentro do cristal (CHERRY *et al.*,2003).

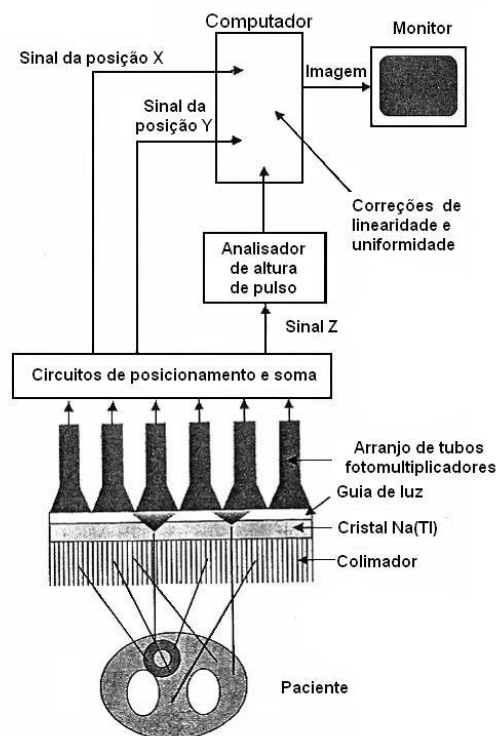


Figura 1. Princípios e componentes básicos da gama câmara (CHERRY *et al.*,2003).

Os sinais de saída dos tubos fotomultiplicadores são processados por um circuito lógico de posicionamento digital ou analógico, que determina a localização de cada evento de cintilação, através de uma média ponderada dos sinais dos tubos fotomultiplicadores. A

posição do evento e a altura do pulso são identificadas por um software baseado nos sinais digitalizados dos tubos fotomultiplicadores. Uma parte dos procedimentos clínicos disponíveis utiliza as projeções planas das distribuições volumétricas contendo o radiofármaco para extrair informações, enquanto que a outra parte faz uso de imagens tomográficas por emissão, reconstruídas a partir de projeções, para apresentar os conteúdos em cortes ou volumes. Para a reconstrução tomográfica, um algoritmo é aplicado nas múltiplas projeções, resultando em um senograma (imagem das projeções das intensidades em diversos ângulos). Este conjunto de dados pode ser manipulado para mostrar cortes em qualquer eixo do corpo, semelhantes às obtidas por outras técnicas tomográficas, como MRI, CT e PET (CHERRY *et al.*,2003).

Atualmente, um sistema de aquisição tomográfica baseado no uso de cristais semicondutores de Telureto de Cádmio e Zinco (CZT) vem sendo utilizado (GE,2017;SDM,2017). A principal vantagem do uso desses cristais quando comparados ao cristal de NaI(Tl) é a conversão direta dos raios gama em pulsos elétricos, dispensando o uso das fotomultiplicadoras. Esse fato permite uma melhor resolução espacial na imagem devido a uma melhor resolução energética, além de fornecer melhor contraste de imagem e uma aquisição com menores tempos e atividades administradas. A grande desvantagem do semicondutor atualmente é o seu ainda alto custo de produção.

2.1.2. Tomografia por Emissão de Pósitrons

O PET é um estudo em que a detecção de coincidência de dois fótons com energia de 511 keV, liberados pelo processo de aniquilação entre pósitrons emitidos pelo radiofármaco e elétrons do meio, é usada com o objetivo de verificar a distribuição e cinética do radiofármaco emissor de pósitrons *in vivo* (IAEA,2006; GINJAUME *et al.*,2008). Atualmente, o PET é o procedimento mais avançado e sofisticado no campo da MN, sendo uma técnica poderosa de imagem metabólica que usa radionuclídeos emissores de pósitrons como traçadores metabolicamente ativos, ou seja, uma molécula biológica que carrega um emissor de pósitrons como o ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O ou ^{18}F (IAEA,2006).

O sistema de detecção do equipamento PET consiste em anéis com detectores distribuídos por todo o seu interior, associados a circuitos eletrônicos que identificarão os fótons provenientes de cada aniquilação, registrando cada um como um único evento ocorrido em um ponto sobre a linha que une os dois sítios de detecção, a linha de resposta (LOR). Esse sistema é chamado de sistema de detecção de coincidência (Figura 2). Nesse sistema também se pode distinguir os fótons secundários, sem a necessidade dos colimadores de chumbo, o que aumenta a sensibilidade. É utilizada a colimação eletrônica, onde os pares de fótons que são detectados em diferentes posições, dentro de um intervalo

de tempo muito curto, caracterizam uma coincidência e constituem um evento. Atualmente, os sistemas modernos de PET são equipamentos híbridos, acoplados com tomografias computadorizadas e/ou ressonâncias magnéticas, e são formados por mais de 20 mil elementos de detecção (SIEMENS,2007), dispostos em anéis adjacentes, que registrarão eventos de coincidência dentro de intervalos da ordem de nanossegundos (ROBILOTTA,2006). O arranjo de detectores é montado em um *gantry* e faz um círculo completo ao redor do paciente, possibilitando a aquisição de dados de vários ângulos de projeções simultâneas e permitindo a redução de artefatos causados pela movimentação do paciente (IAEA,2006; ROBILOTTA,2006). Entre os modelos existentes, pode haver diferença no tipo de cristal (os cristais mais usados são os de BGO, LSO, LYSO, GSO ou NaI), no número de anéis de detectores, e se são acoplados a um aparelho de tomografia computadorizada ou ressonância magnética.

Apesar de serem técnicas distintas, o PET apresenta algumas vantagens em relação ao SPECT, tais como maior resolução espacial e melhor eficácia diagnóstica para algumas indicações clínicas. Entretanto, é dependente da produção de radionuclídeos em locais próximos ao SMN, pois a maioria deles tem meia-vida curta e alto custo, quando comparado a outras técnicas de diagnóstico.

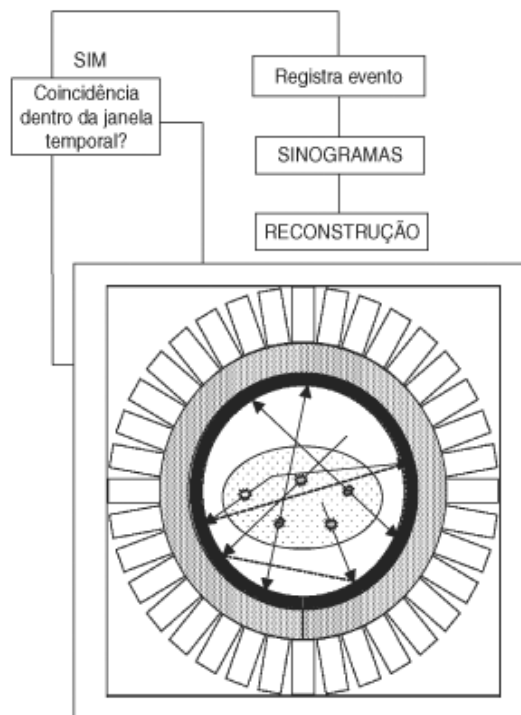


Figura 2. Esquema de detecção por coincidência (pares de fótons) em sistemas PET (ROBILLOTTA,2006).

No Brasil, as imagens PET (Figura 3) são quase exclusivamente realizadas com ^{18}F -FDG (^{18}F -2-flúor-2-deoxi-D-glicose), que atualmente é o radiofármaco comercialmente disponível para estudos em PET no país. Esse composto consiste em uma molécula de glicose marcada com o radioisótopo ^{18}F . Em oncologia, a imagem PET é baseada no aumento da captação de glicose pelas células cancerosas, já que estas metabolizam a glicose em taxas mais altas que as células de um tecido normal; dessa forma, um procedimento usando FDG pode identificar um câncer primário ou metastático antes que as evidências estruturais da doença estejam presentes. O uso do FDG é facilitado pela meia-vida do ^{18}F (aproximadamente 109,8 minutos), que permite que o radiofármaco seja transportado de um ciclotron remoto até o SMN onde será utilizado, com tempo de viagem normalmente não maior que 2-3 h (CRCN,2010).

De maneira similar à atividade de células cancerosas, outros processos inflamatórios, como a atividade metabólica no cérebro, no coração e em outros órgãos podem captar a glicose, independente da existência de tumores, o que também possibilita o uso do ^{18}F -FDG em exames PET para finalidades não oncológicas (VALADEZ *et al.*,2008). A técnica PET tem sido usada basicamente em três áreas importantes do diagnóstico clínico: oncologia, cardiologia e neurologia/psiquiatria. A maior aplicação está na oncologia, proporcionando a detecção, localização e estadiamento de tumores; na cardiologia atua principalmente nas doenças de artérias coronarianas; e na neurologia e psiquiatria, na avaliação de demência, convulsões, distúrbios de movimento e diagnóstico de doenças como o mal de Alzheimer (IAEA,2006).

A atividade recomendada de ^{18}F -FDG injetável para um adulto de aproximadamente 70 kg varia de acordo com o equipamento, protocolo utilizado e indicação do exame, sendo normalmente de 185 a 370 MBq (5 a 10 mCi), por via intravenosa e, para maior eficiência, recomenda-se que a aquisição das imagens no PET seja iniciada a partir de 45 minutos após a administração do ^{18}F -FDG (VILLAS BOAS,2016).



Figura 3. Imagem de um exame PET (SIEMENS, 2010).

A combinação do sistema de PET com a CT (Figura 4), acoplando um tomógrafo por emissão de pósitrons a outro tomógrafo multicortes por transmissão de raios X, é considerada uma evolução na tecnologia de imagem, onde a fusão das duas modalidades estabelecidas oferece mais que a soma das partes. A grande vantagem desse sistema está na aquisição de duas modalidades de imagem a partir de um mesmo referencial, já que o paciente não é deslocado entre um exame e outro, facilitando a fusão das duas imagens e a criação do mapa de atenuação do paciente. Além das correções efetuadas pelo mapa de atenuação, alguns equipamentos também dispõem de correções para o tempo de voo (*time of flight*), correções de espalhamento, eventos aleatórios, entre outros. Ambas as modalidades têm seus pontos fortes. O exame de CT, além de ser usado na correção de atenuação dos dados do PET, fornece uma imagem anatômica com alta resolução espacial (Figura 5A), permitindo que tumores sejam prontamente identificados pela presença de massas anormais ou por mudanças no tamanho de linfonodos. Por outro lado, a modalidade de PET (Figura 5B) pode identificar anomalias funcionais, mesmo em um linfonodo de tamanho normal – embora a localização possa, algumas vezes, ser menos precisa somente com o exame de PET. A combinação das duas abordagens (Figura 5C) oferece precisão na localização espacial de anomalias funcionais e avaliação das anomalias identificadas no exame anatômico.



Figura 4. Equipamento de PET/CT - SIEMENS Biograph 16 (SIEMENS,2010).

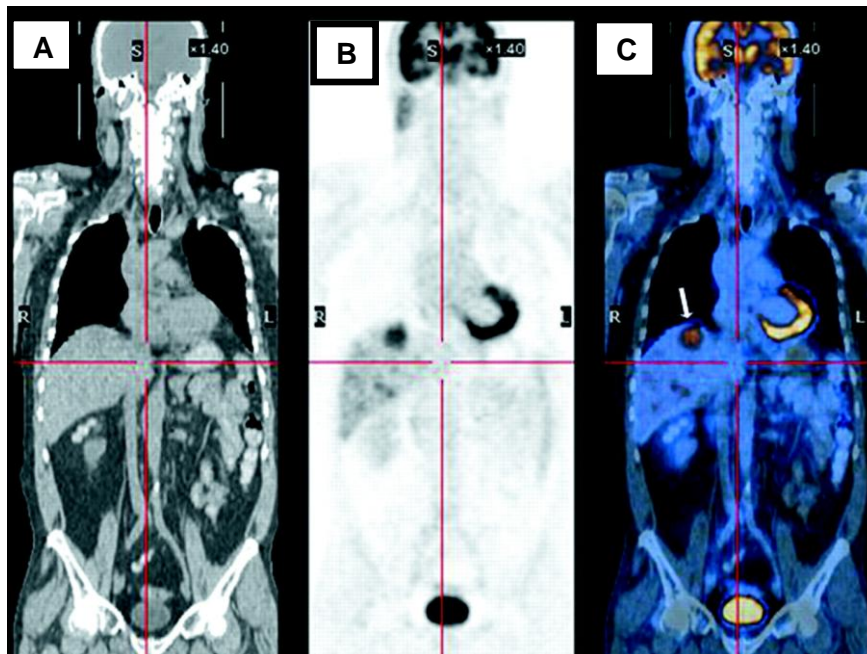


Figura 5. Imagem de tomografia computadorizada (A), imagem de PET (B) e fusão das duas imagens (C) que fornece uma maior precisão da localização do tumor (FINGER *et al.*,2005).

2.2. Monitoração individual externa como uma ferramenta de proteção radiológica

O objetivo primário da monitoração individual externa é o acompanhamento da dose de radiação recebida por cada trabalhador durante sua exposição ocupacional de rotina a fontes externas de radiação. A função da monitoração individual é medir as doses recebidas pelo IOE e, além disso, servir para dar informação suplementar sobre práticas de trabalho e

tendências de dose e dar suporte na determinação da dose no caso de uma alta exposição acidental. A monitoração individual tem a finalidade de estimar, confirmar e acompanhar a exposição recebida. O programa de monitoração representa mais que simples medições, ele envolve também a interpretação das doses avaliadas (ICRP,1997).

Devido à natureza probabilística dos efeitos estocásticos e às incertezas dos efeitos de doses abaixo de 100 mSv, é imprescindível a adoção dos princípios fundamentais de proteção radiológica: justificação, otimização e aplicação de limites individuais de dose (ICRP,2007; CNEN,2014).

Quando uma prática envolvendo radiações ionizantes é empregada, esta deve ser justificada em relação às outras práticas, de forma que o benefício adquirido seja maior que o dano causado (ICRP,2007, CNEN,2014).

Em relação às exposições causadas por uma determinada fonte associada a uma prática, a proteção radiológica deve ser otimizada de forma que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de exposições mantenham-se tão baixas quanto possa ser razoavelmente exequível (princípio ALARA: *As Low as Reasonably Achievable*), levando-se em consideração os fatores econômicos e sociais. Nesse processo de otimização, deve ser observado que as doses nos indivíduos decorrentes de exposição à fonte devem estar sujeitas às restrições de dose relacionadas a essa fonte (ICRP,2007; CNEN,2014).

Os limites de doses individuais são valores de dose efetiva ou dose equivalente, estabelecidos para exposição ocupacional e de público, decorrentes de práticas controladas, cujas magnitudes não devem ser excedidas (CNEN,2014). Os limites de dose são necessários como parte do controle de exposição ocupacional e têm por objetivo estabelecer um nível de dose, abaixo do qual o risco é aceitável e compatível com o de outras atividades consideradas seguras (ICRP,2007). Na Tabela 1 estão listados os limites anuais de dose para exposições ocupacionais e de público, de acordo com a regulamentação nacional atual (CNEN,2014).

Segundo a posição regulatória 3.01-004 (CNEN,2011b), o nível de registro é o valor de dose cuja magnitude é relevante para justificar seu registro. Para monitoração individual mensal de IOE, esse valor deve ser igual a 0,20 mSv. O nível de investigação é o nível de referência que, quando atingido, torna necessária a avaliação das causas e consequências dos fatos que levaram à detecção deste nível, bem como proposição de ações corretivas necessárias. Para monitoração individual de IOE, o nível de investigação deve ser, para dose efetiva, de 6 mSv por ano ou 1 mSv em qualquer mês e para dose equivalente, o nível

de investigação para pele e extremidades é de 150 mSv por ano ou 20 mSv em qualquer mês. Para o cristalino, o nível de investigação é 6 mSv por ano ou 1 mSv em qualquer mês.

Tabela 1. Limites anuais de doses ocupacionais e de público (CNEN,2014).

Grandeza	Órgão	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto	Indivíduo do público
Dose efetiva	corpo inteiro	20 mSv ^(b)	1 mSv ^(c)
Dose equivalente	cristalino	20 mSv ^(b)	15 mSv
	pele ^(d)	500 mSv	50 mSv
	mãos e pés	500 mSv	---

(a) Para fins de controle administrativo efetuado pela CNEN, termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano.

(b) Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

(c) Em circunstâncias especiais, a CNEN poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em um período de 5 anos consecutivos não exceda 1 mSv por ano.

(d) Valor médio de 1 cm² de área, na região mais irradiada.

A estimativa da dose por exposição a fontes radioativas externas normalmente é realizada usando dosímetros pessoais colocados sobre o corpo. A posição do dosímetro que melhor representa a exposição à radiação é o ponto mais exposto do tórax, devendo o dosímetro estar calibrado na grandeza $H_p(10)$. Se o dosímetro pessoal é usado na posição do corpo mais representativa da sua exposição, assumindo que a exposição é uniforme para todo o corpo, o valor de $H_p(10)$ fornece um valor de dose efetiva suficientemente exato e preciso para fins de proteção radiológica (ICRP,2007; EC,2009).

Nos casos em que as extremidades possam estar sujeitas a doses significativamente altas, recomenda-se fazer o uso adicional de dosímetro de extremidade (SHAPIRO,1990; ICRP,1997; EC,2009; ISO,2015; CNEN,2013). No caso de extremidades (pés e mãos), deve-se estimar a dose equivalente na pele, através de monitores individuais calibrados na grandeza operacional $H_p(0,07)$ (ICRP, 2007; ISO,2015).

A monitoração da dose recebida pelo cristalino tornou-se um assunto de extrema importância devido à redução de seu limite de dose ocupacional anual de 150 mSv para 20 mSv por ano, inicialmente recomendada pela ICRP (ICRP,2007;2012) e, em seguida, adotada pela CNEN (2014). O limite de dose equivalente mais recentemente recomendado para a exposição ocupacional do cristalino objetiva a prevenção de catarata devido à exposição à radiação. A redução do limite foi baseada em evidências epidemiológicas que sugerem a existência de efeitos devido à reação dos tecidos, particularmente efeitos com manifestação tardia, cujos limiares de dose podem ser inferiores ao limiar considerado

anteriormente, ou seja, entre 0,5 e 2 Gy para exposição aguda e 5 Gy para exposições prolongadas do cristalino, segundo a publicação 103 da ICRP (2007). Para o cristalino, o limite da dose absorvida atualmente é considerado como sendo de 0,5 Gy para exposição aguda ou prolongada do cristalino (ICRP, 2012). Os limites de dose para o cristalino e para as extremidades e pele têm sido vistos como necessários para garantir a prevenção de efeitos determinísticos (IAEA, 2013).

A dose no cristalino é estimada por meio da grandeza $H_p(3)$ (ICRP,2007, ISO,2015). Segundo o TECDOC-1731, da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA,2013), o método mais preciso para monitorar a dose equivalente do cristalino é medir o $H_p(3)$ com um dosímetro usado o mais próximo possível do olho e calibrado em um simulador representativo de cabeça. Entretanto, se o campo de radiação é bem conhecido, o $H_p(3)$ pode ser estimado pelo uso de dosímetros testados e calibrados em termos de outras grandezas, como $H_p(0,07)$ e $H_p(10)$ que, em muitos casos, podem fornecer uma estimativa adequada da dose no cristalino (ISO,2015; IAEA,2013). O método para monitorar a dose no cristalino depende do tipo de radiação à qual o profissional é exposto (fóton, beta ou nêutron). Para cada tipo de radiação, existem alguns fatores de impacto principais que devem ser levados em consideração na monitoração da dose do cristalino: energia e ângulo de incidência da radiação, geometria do campo de radiação (que pode mudar no período de monitoração) e uso de dispositivo de proteção individual ou blindagens. Se a energia média do fóton for maior que 40 keV e a radiação normalmente incidir na parte frontal do profissional, ou este se mover no campo de radiação, as grandezas $H_p(0,07)$ e $H_p(10)$ podem ser usadas no lugar do $H_p(3)$. Se o campo de radiação β tiver energia menor que 0,7 MeV, não há necessidade de monitoração devido à radiação β , já que não há penetração no cristalino para essa energia (ISO,2015; IAEA,2013).

O simulador *slab* (utilizado para dosímetros de corpo inteiro, para a grandeza $H_p(10)$) foi sugerido para estimativa da grandeza $H_p(3)$ (IEC,2012). Alguns estudos recentes sugerem o uso de um simulador cilíndrico, simulando uma cabeça, como melhor alternativa para estimativa da grandeza $H_p(3)$ (GUALDRINI *et al.*,2011; GUALDRINI *et al.*,2013; MARIOTTI *et al.*, 2011). Entretanto, estudos mostram que o uso do novo simulador cilíndrico no lugar do já bem estabelecido simulador *slab* não melhora significativamente a qualidade das medições, exceto para ângulos de incidência entre 75° e 90°, quando apenas o simulador cilíndrico pode ser usado (ISO,2015; IAEA,2013; BERHENS e HUPE,2016).

Para testes de calibração, a resposta da dose medida dividida pela dose de irradiação em um dosímetro é de grande importância para avaliar o uso de um simulador. Comparando os valores medidos (dose medida dividida pela dose de irradiação) para o simulador *slab* (30x30x15 cm) e o simulador cilíndrico (20 x 20 cm) com os dados medidos no simulador

Alderson, variando a energia média dos fótons (simulando uma cabeça humana) (Figuras 6 e 7), pode-se observar que os valores para os dois primeiros simuladores são ligeiramente maiores que os medidos no *Alderson* (o simulador *slab* apresenta uma resposta de 20 a 40% maior que o *Alderson*, enquanto que para o simulador cilíndrico, esta relação é de 10 a 20%), mesmo irradiando com os mesmos valores de kerma no ar, o que pode ser facilmente explicado devido ao maior retroespalhamento ocasionado pelo maior volume e, principalmente, pela maior área de seção de choque para os fótons no plano do dosímetro. Entretanto, mesmo com valores ligeiramente maiores, na ausência de um simulador cilíndrico, recomenda-se o uso do simulador *slab* para ângulos de incidência até 75°, devido à sua disponibilidade e uso histórico em laboratórios de calibração (ISO,2015; IAEA,2013; BERHENS e HUPE,2016).

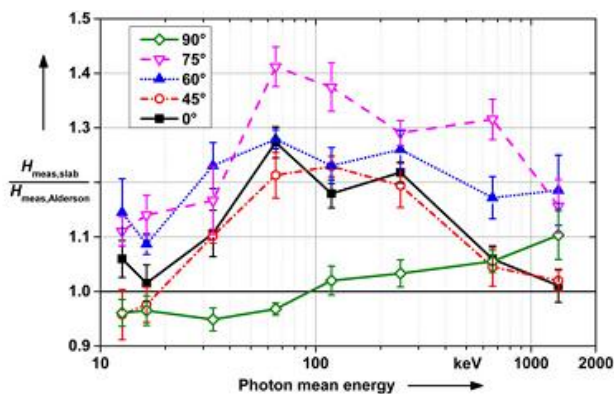


Figura 6. Valores medidos no simulador *slab* dividido pelo valor medido no simulador *Alderson*, variando com a energia média dos fótons.

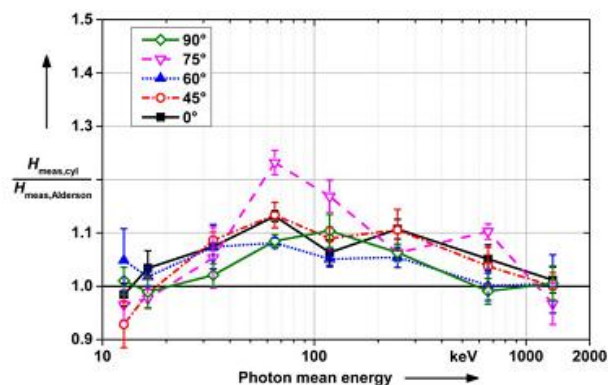


Figura 7. Valores medidos no simulador cilíndrico dividido pelo valor medido no simulador *Alderson*, variando com a energia média dos fótons.

2.2.1. Monitoração individual externa no Brasil

De acordo com a legislação brasileira, a monitoração individual externa para fótons com periodicidade mensal e usando dosímetro de tórax é obrigatória para todos os

indivíduos que trabalham em áreas controladas. Esta monitoração individual deve ser realizada somente por serviços de monitoração individual externa (SMIE) autorizados, de acordo com as normas e regulamentações da CNEN (2014), Portaria 453/98 do Ministério da Saúde (MS,1998) e Norma Regulamentadora nº32, do Ministério do Trabalho e Emprego (MTE,2005). A autorização para funcionamento dos SMIE é dada pelo Comitê de Avaliação de Serviços de Ensaio e Calibração (CASEC) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), que também é responsável pela fiscalização do cumprimento das regras contidas no regulamento para autorização dos SMIE (CNEN,1995). Existem alguns requisitos para que o SMIE mantenha a permissão de funcionamento fornecida pelo IRD, tais como: envio de todas as doses medidas anualmente e das doses mensais superiores a 4,0 mSv para tórax e superiores a 40,0 mSv para extremidade. Esses e outros dados abastecem um sistema central de registro de doses no IRD/CNEN, denominado Sistema de Gerência de Dose Ocupacional Externa (GDOSE) (MAURICIO *et al.*,2011). O GDOSE contém informações pessoais dos IOE, tais como: nome, CPF e função de cada IOE; dados da instalação onde o IOE é monitorado, como nome, cidade e estado onde ela está localizada, sua prática (MN, radioterapia, etc.), o tipo da instalação (pública ou privada), entre outros; sua área de atuação (saúde, ensino e pesquisa, entre outros); informações sobre a monitoração, como ano, tipo de dosímetro utilizado, SMIE que faz a monitoração e a dose anual medida. Por meio do GDOSE, é possível saber os níveis de radiação de cada atividade profissional e, ainda, identificar problemas de qualquer instalação ou riscos à saúde dos IOE. Na Figura 8 está representado o fluxograma de funcionamento e organização da monitoração individual no Brasil. Atualmente existem 11 SMIE autorizados, cujos nomes, localização e tipo de detector (filme dosimétrico, dosímetros termoluminescentes (TLD) ou dosímetros luminescentes opticamente estimulados (OSL)) utilizado estão listados na Tabela 2 (IRD,2016).

A Posição Regulatória número 5 da norma CNEN NN 3.01 (CNEN,2011c) e a portaria 453 do Ministério da Saúde (MS,1998) determinam o uso da grandeza $H_p(10)$, porém, atualmente, a grandeza operacional avaliada pelos SMIE brasileiros para estimar a dose efetiva dos IOE é, transitoriamente, a “dose individual” ou “equivalente de dose para fótons”, H_x . Embora o $H_p(0,07)$ seja a grandeza determinada pela Posição Regulatória número 5 da norma CNEN NN 3.01 (CNEN,2011c) para a calibração dos dosímetros de extremidade, ainda não há, no Brasil, uma regulamentação que cobre o uso da grandeza $H_p(0,07)$ para essa calibração; por este motivo, a grandeza utilizada por cada SMIE para calibrar esse tipo de monitor não está padronizada. No caso de dose equivalente de cristalino, não existe nenhum serviço que faça este tipo de monitoração individual, mas existe uma determinação

pela PR nº5 da CNEN NN 3.01 (CNEN 2011c) que se deva utilizar monitores individuais calibrados na grandeza operacional $H_p(3)$ para este tipo de dosimetria.

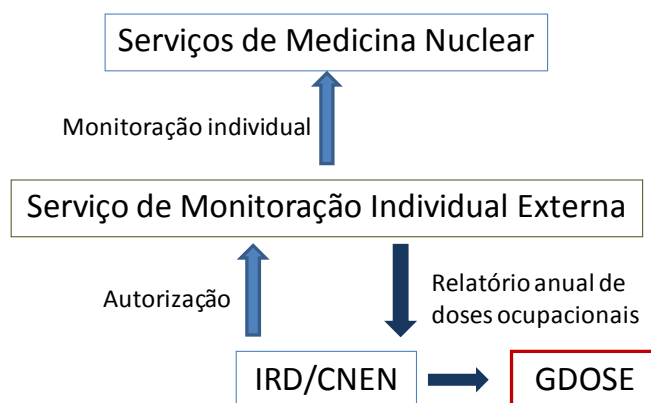


Figura 8. Fluxograma de organização da monitoração individual externa no Brasil.

Tabela 2. Laboratórios certificados para prestação de Serviço de Monitoração Individual Externa (SMIE) para fótons, autorizados pelo CASEC - IRD/CNEN.

SMI	Estado	Detector
CDTN/CNEN	Minas Gerais	Filme
DEN/UFPE	Pernambuco	Filme
ELETRONUCLEAR	Rio de Janeiro	TLD
IFUSP	São Paulo	TLD
IPDR	São Paulo	TLD
IPEN/CNEN	São Paulo	TLD
IRD/CNEN	Rio de Janeiro	Filme*
MRA	São Paulo	TLD
PRO-RAD	Rio Grande do Sul	TLD
SAPRA/LANDAUER	São Paulo	TLD/OSL
TEC-RAD	São Paulo	TLD

* substituído por TLD a partir de janeiro de 2016.

2.2.2. Proteção Radiológica em um Serviço de Medicina Nuclear

Em um SMN, radiofármacos são administrados aos pacientes por via oral e venosa; por esse motivo os profissionais nestes serviços são potencialmente expostos à radiação ionizante enquanto realizam as tarefas inerentes às suas funções, principalmente aqueles que trabalham diretamente com o material radioativo, tais como os Técnicos de MN/farmacêuticos (TMN) e equipe de Enfermagem. A manipulação de fontes radioativas (seladas ou não) pelos profissionais de MN apresenta riscos de exposição externa e interna, neste último caso, como resultado da inalação de produtos gasosos, ingestão acidental ou incorporação pela pele. Devido à constante proximidade aos radionuclídeos durante as tarefas de rotina, todos os profissionais deveriam ser monitorados rotineiramente, tanto para a avaliação da exposição ocupacional externa quanto para a quantificação da incorporação

de radionuclídeos. De acordo com o BSS n. 115, da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA,1996), o responsável pela Instalação deve identificar os trabalhadores sujeitos a risco de exposição externa e interna e prover os meios necessários para que os mesmos sejam submetidos à monitoração apropriada, de forma a demonstrar a eficácia das medidas de radioproteção implementadas e a manter as doses individuais tão baixas quanto possível. No Brasil, a monitoração individual externa utilizando um monitor individual de corpo inteiro, posicionado na parte mais exposta do tórax é obrigatória para todos os IOE que trabalham em áreas controladas. A partir de dezembro de 2013, com a publicação da norma CNEN NN 3.05 (CNEN,2013), o uso do monitor de extremidade também tornou-se obrigatório para os IOE que manipulam ou administram radiofármacos, porém não há indicação nem do tipo de dosímetro nem do local onde o mesmo deva ser usado.

Com a redução do limite de dose para cristalino, apesar de não haver obrigatoriedade de monitoração da dose de cristalino, a CNEN exige, nas orientações de Licenciamento e Controle de Instalações Médicas (CNEN,2016b), que seja apresentado um programa de controle e avaliação da monitoração individual externa no relatório de análise de segurança (plano de proteção radiológica), incluindo, entre outros itens, os procedimentos para estimativa da dose no cristalino e da dose no ponto de maior exposição na extremidade, respectivamente, a partir das medições dos dosímetros de corpo inteiro e de extremidade, além do procedimento para posicionamento do dosímetro de corpo inteiro (para estimativa de dose no cristalino) e de extremidade (pulseira ou anel dosimétrico, posicionado em relação à palma ou dorso da mão) e as referências bibliográficas utilizadas.

A dose dos pacientes em procedimentos diagnósticos de MN é baixa se comparada à dose em um procedimento que usa tomografia computadorizada com raios X, mas a dose ocupacional externa é maior (WAGNER *et al.*,1995). Em um SMN, as principais fontes de exposição à radiação para a equipe são: radionuclídeos não blindados (presentes durante a preparação e administração e em eventuais contaminações no setor); pacientes, após terem sido administrados os radiofármacos; sanitário de pacientes injetados; fontes seladas de calibração, a radiação emitida pelo aparelho de CT (no caso de serviços com PET/CT ou SPECT/CT) e o rejeito radioativo. Além dessas, o profissional que atua em SMN pode receber dose significativa no cristalino devido à contaminação ocular incidental com radiofármacos durante sua preparação ou administração (IAEA,2013).

Alguns fatores podem afetar diretamente a exposição da equipe à radiação, tais como: número de pacientes a serem submetidos ao exame, tipo e quantidade de radiofármaco administrado por paciente, tempo gasto pelo paciente em cada área da instalação e sua disposição física, que, em alguns casos, requer atenção especial da enfermagem.

As tarefas em que os IOE recebem maior exposição à radiação são: preparação do radiofármaco, a aferição da atividade de radiofármaco a ser injetada, administração de radiofármacos nos pacientes, realização de tarefas perto dos pacientes após estes terem sido injetados, acompanhamento do paciente antes, durante e após o exame e controle de qualidade dos equipamentos utilizando fontes seladas ou não seladas.

Em todos esses casos, as exposições podem ser minimizadas por meio do bom planejamento, treinamento, boas práticas, instrução e cooperação do paciente e atenção às recomendações básicas de radioproteção, incluindo tempo, distância e blindagem e proteção contra contaminação. É essencial que a instalação seja planejada de forma que sejam levadas em conta as considerações operacionais, fluxo de trabalho e requisitos de blindagem (IAEA,2008).

O grande e crescente número de pacientes que são submetidos a procedimentos em MN e o crescente número de trabalhadores envolvidos nesta prática justificam esforços permanentes a fim de melhorar a qualidade do diagnóstico e reduzir os riscos radiológicos associados.

2.3. História da Medicina Nuclear no Brasil

Pode-se dizer que a MN no Brasil iniciou em 1949, quando foi construído o Laboratório de Isótopos da Faculdade de Medicina da USP. Em 1954, no Rio de Janeiro, foi fundada a Clínica Villela Pedras: o primeiro SMN particular do Brasil, que ainda hoje se encontra em funcionamento. Em 1956, houve a criação do Instituto de Energia Atômica (atual Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN), para desenvolver a pesquisa de energia atômica com a instalação de um reator de pesquisa do programa Átomos para Paz. Neste mesmo ano, foi criada a CNEN, com a finalidade de propor medidas necessárias para a orientação política da energia atômica em todos os seus aspectos. Nesta época, o radioisótopo universal usado em MN era o ^{131}I , cuja produção no Brasil começou em 1959. A primeira partida de iodeto de sódio- ^{131}I , destinada ao diagnóstico e terapia de doenças da tireoide, foi expedida à Clínica Villela Pedras. Em 25 de janeiro de 1959 foi inaugurado um instituto dedicado à pesquisa e ao ensino de ciências nucleares, o Centro de Medicina Nuclear, anexo à Faculdade de Medicina da USP (SBBMN,2011).

Durante a década de 50 e os primeiros anos da década de 60, foram preparadas substâncias marcadas com ^{51}Cr e ^{131}I para o diagnóstico de diversas funções do organismo humano, com ótima aceitação pela classe médica brasileira. No decorrer dos anos, foi aumentando o número de laboratórios e serviços que começaram a utilizar radioisótopos em

suas rotinas. Em 1968, foram concedidos os primeiros títulos de especialista pelo Colégio Brasileiro de Radiologia (SBBMN,2011).

Nos anos 70, os SMN dos Estados Unidos e Europa começaram a substituir o ^{131}I por um novo radioisótopo artificial, o tecnécio-99m, obtido do decaimento do ^{99}Mo e, logo em seguida, começou-se a utilizar também no Brasil, com importação de geradores. Em meados de 1979, o IPEN já preparava conjuntos de reativos liofilizados para que os usuários pudessem marcar esses produtos "*in loco*" com $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Nos anos 80, década de grande inflação e crises financeiras de serviços Médicos, a MN entrou em recesso. Nesta década, a inflação de 40% ao mês fez com que equipamentos comprados não conseguissem ser pagos, os insumos importados (a começar pelos geradores de $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$) tinham custo altíssimo e as tabelas de preços de exames estavam totalmente defasadas. Em 1981, os geradores de $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$, utilizando ^{99}Mo importado do Canadá, começaram a ser produzidos no Brasil e vendidos a um custo acessível, atendendo uma demanda inicial de 10 geradores por semana. Na década de 90, cresceu aceleradamente a demanda por estudos cardíacos, graças à introdução do MIBI, o indicador de perfusão cardíaca passível de marcação com $^{99\text{m}}\text{Tc}$ que substituiu o ^{201}Tl , de complicada logística (SBBMN,2011).

Em 1992, ocorreram alguns problemas no país, tais como altos impostos de aparelhos importados (apesar de não haver similar nacional) e rebaixamento de honorários dos procedimentos. Em abril de 1996 foi publicada a norma CNEN-NE-3.05, intitulada "Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Medicina Nuclear". Em 1998 foi iniciada a produção e distribuição de Fluordesoxiglicose- ^{18}F (^{18}F -FDG) para estudo da viabilidade miocárdica e localização de tumores, com grande aceitação pela classe médica nuclear. O ^{18}F foi o primeiro radioisótopo produzido no país para uso na técnica de PET. No Brasil, a tecnologia PET foi introduzida com a instalação de uma câmara PET/SPECT no Serviço de Radioisótopos do InCor do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP), mas contando inicialmente com uma produção de 2 doses de ^{18}F por semana. Os sistemas PET/SPECT familiarizaram a comunidade médica brasileira com a utilização de emissores de pósitrons, principalmente do ponto de vista dos protocolos clínicos (ROBILOTTA,2006; SBBMN,2011).

No final de 2002, foi instalado o primeiro equipamento de PET dedicado do País, no InCor, substituindo o sistema PET/SPECT. Em 2003, o Hospital Sírio Libanês instalou o primeiro PET/CT do Brasil, seguido pela instalação de outros dois sistemas até o início de 2004 na Cidade de São Paulo, todos em hospitais privados: Hospital do Coração e Albert Einstein. Até o final de 2004, havia 7 PET no país (entre PET/CT e PET/SPECT), sendo 6 em São Paulo e 1 em Goiânia. Devido à maior sensibilidade dos sistemas dedicados, era

possível realizar uma quantidade maior de exames do que com os sistemas baseados em câmaras de cintilação, fato ilustrado pelos cerca de 2 200 exames executados nos primeiros 18 meses da instalação dos sistemas dedicados. Estima-se que, desde a instalação da primeira câmara PET/SPECT até 2006, cerca de 5 000 exames foram realizados com esse tipo de equipamento em pacientes de todo o Brasil e de alguns países vizinhos (ROBILOTTA,2006; SBBMN,2011).

Entre 2002 e 2005 houve uma intensificação das exigências por parte da Agência Nacional de Vigilância Sanitária, ação que pode ter acarretado uma ligeira redução de SMN no país. Em janeiro de 2005 foi publicada uma revogação da Resolução CNEN 12/1988 (Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica): a norma CNEN NN 3.01, através da Resolução CNEN 27/04. Em junho de 2008 foi publicada a Resolução nº38, da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (MS,2008), que trata da instalação e do funcionamento de Serviços de Medicina Nuclear "in vivo" (SBBMN,2011).

A produção e a comercialização de radionuclídeos foram exclusividade da CNEN até 2006, sendo o radiofármaco ^{18}F -FDG produzido no Brasil somente pelo IPEN/CNEN, em São Paulo (desde 1998), e o Instituto de Engenharia Nuclear (IEN/CNEN), no Rio de Janeiro (desde 2004). Em 2006, houve a quebra do monopólio de produção de FDG pela CNEN, por meio da criação da Emenda Constitucional Nº 49, permitindo que empresas privadas começassem a produzir radioisótopos de meia-vida curta para uso médico, agrícola e industrial, permitindo uma rápida difusão do PET pelo restante do território brasileiro (ROBILOTTA,2006, SBBMN,2011). A primeira empresa privada a produzir o FDG foi Villas Boas, em Brasília, adquirindo seu ciclotron a partir de 2006 e iniciando a comercialização de FDG em fevereiro de 2009, abrindo o mercado privado de radiofármacos no país. Naquele ano, havia 32 equipamentos PET pelo Brasil (SP, RJ, DF, GO, BA, CE, PE, MG, PR e RS). Atualmente existem aproximadamente 110 instalações autorizadas para o uso de FDG no país, sendo 22 com radionuclídeos exclusivamente para uso em PET (CNEN,2016a).

Em 2009 houve outra crise no fornecimento de geradores de $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$. Neste ano, o Brasil passou a importar geradores já prontos de diferentes países (SBBMN,2011; IPEN,2016).

Em dezembro de 2013, foi publicada a revisão/atualização da norma CNEN-NN-3.05, "Requisitos Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear" (CNEN,2013), determinando um prazo de 2 anos, a partir da data de publicação, para a adequação de todos os SMN.

2.4. Doses ocupacionais externas em Medicina Nuclear

As doses de extremidade de IOE podem diferir muito entre os profissionais de acordo com suas técnicas individuais, dispositivos de proteção usados e experiência (VANHAVERE *et al.*,2006, CARNICER *et al.*,2011, MERCE *et al.*,2011a, LEIDE-SVEGBORN,2012).

De acordo com a publicação 106 da ICRP (2008), as diferenças entre as técnicas de retirada do material radioativo do frasco influenciam diretamente nas doses recebidas pelos IOE. As principais técnicas, conforme ilustrado nas imagens da Figura 9, são: técnicas de inversão (A), técnica-V (B) e agulha longa a 45° no topo do frasco (C). Profissionais que empregam a técnica de inversão, ou variações da técnica-V, têm maior potencial de exposição da mão não dominante que aqueles que empregam a técnica de 45° no topo do frasco ou a técnica-V com menor contato dos dedos com a blindagem. Isto ocorre porque o frasco é segurado com a borda para a parte inferior da mão, de modo que o punho fica mais próximo do campo de radiação originário do frasco e da seringa (Figura 9A). Se o profissional inverte o frasco, o volume ativo fica perto da borda do frasco, aumentando a exposição. Usando as técnicas V e 45° (Figuras 9B e C), a mão não dominante está, em grande parte, voltada para a parte traseira do frasco e mais longe do radiofármaco na seringa, sendo a exposição menos significativa para esta mão do que para os dedos da mão dominante. Para os procedimentos em que o fracionamento é realizado utilizando frascos contendo uma quantidade maior de líquido, o frasco não precisa ser invertido, podendo ser usada uma seringa com uma agulha de maior comprimento para alcançar a base do frasco. Embora tenha mais atividade dentro do frasco, a dose na mão tenderá a ser mais baixa, pois o radiofármaco está no fundo do frasco, mais longe da mão, e a proteção proporcionada pela blindagem é mais eficaz. Entretanto, a técnica utilizada não influencia tanto na dose quanto a habilidade do IOE e a utilização de dispositivos de blindagem (ICRP,2008).

Ginjaume *et al.*(2008) mediram a dose de extremidade de TMN de SMN e constataram que, em cerca de 67% dos TMN, as doses foram maiores na mão direita. Entretanto, em seu estudo, Carnicer *et al.* (2011), concluíram que a mão não dominante costumava receber doses mais elevadas do que a mão dominante para todos os procedimentos, sendo a ponta do dedo indicador da mão não dominante a posição que mais frequentemente recebe a maior dose, seguida pelo polegar da mesma mão para quase todos os procedimentos. Com uma frequência menor, as mesmas posições da mão dominante também foram identificadas como sendo as que receberam a dose máxima.

Devido à grande variabilidade nos resultados das medições, é sugerido por alguns pesquisadores que seja feita uma avaliação específica de cada indivíduo quanto à mão mais

exposta, já que foi observado que a maior exposição de uma das mãos está fortemente ligada aos hábitos de trabalho individuais (GINJAUME *et al.*,2008; CARNICER, *et al.*,2011).

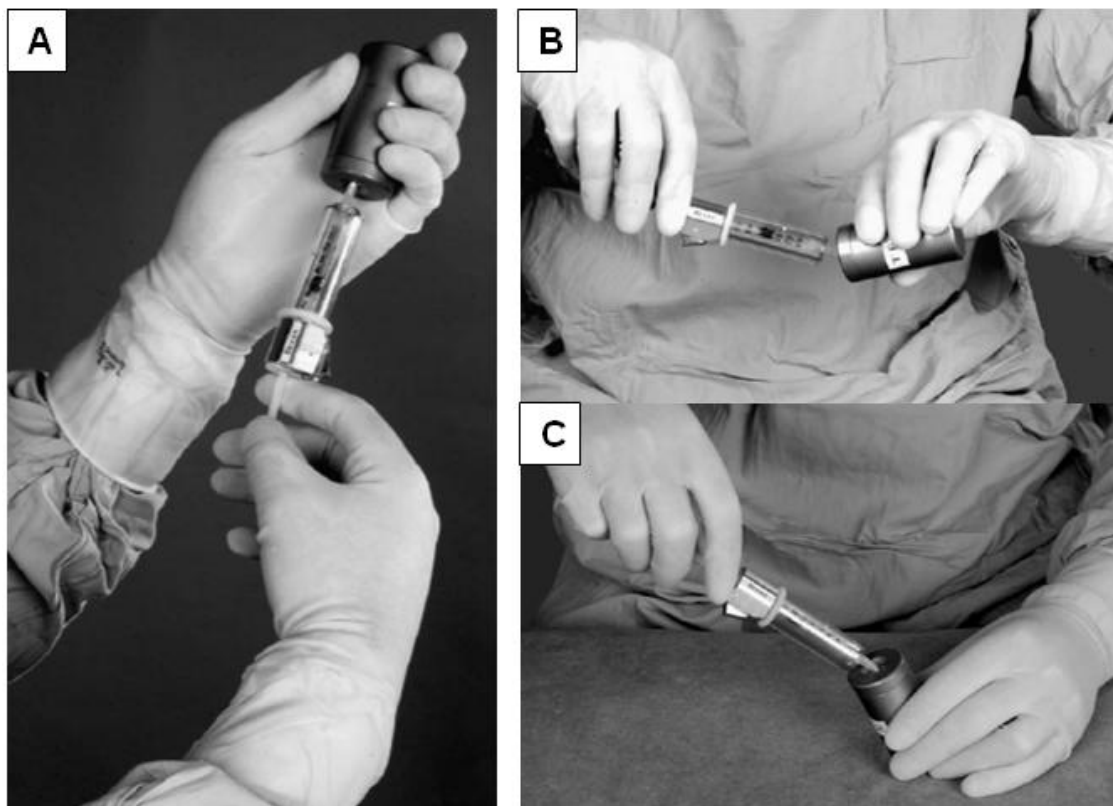


Figura 9. Técnicas de retirada do material radioativo do frasco. Técnica de inversão (A), técnica-V (B) e a técnica da agulha longa a 45° no topo do frasco (C) (ICRP,2008).

Segundo Carnicer *et al.* (2011), embora as posições de monitoração de rotina (pulseira dosimétrica e anel utilizado na base dos dedos indicador, médio ou anelar) não correspondam à posição de dose máxima, elas podem ser utilizadas para estimar esta quantidade. As razões (punho e base dos dedos indicador e anelar) foram calculadas para cada medição e, em seguida, calculadas sobre o conjunto de medidas realizadas. As menores razões médias foram encontradas para a posição da ponta do indicador (cerca de 2). As razões também são mais baixas para a base do dedo indicador do que para a base do dedo anelar, e mais baixas para a mão não dominante do que para a mão dominante. Posições mais comuns de monitoração da extremidade subestimam a dose máxima em diferentes graus, de um fator médio de 6 para a base do dedo indicador da mão não dominante a um fator de aproximadamente 20 para os punhos. De acordo com os resultados, o uso de pulseiras dosimétricas deve ser evitado e, em seu lugar, recomenda-se o uso de um anel dosimétrico localizado na base do dedo indicador da mão não dominante, com o TLD colocado para o lado da palma da mão (CARNICER *et al.*,2011, SARTI *et*

al.,2014, MERCE *et al.*,2011b). Tanto Kemerink *et al.* (2011), quanto Merce *et al.* (2011b), sugerem a multiplicação por um fator 6 da dose obtida pelo dosímetro utilizada na posição indicada na frase anterior.

Wrzesien *et al.*(2008) concluíram que as partes mais expostas à radiação ionizante durante o processo de preparação do radiofármaco marcado com ^{99m}Tc , sem o uso de blindagem, são as pontas dos dedos das mãos direita e esquerda, mais especificamente a ponta dos dedos polegar, indicador e médio. Concluíram também que o uso do anel dosimétrico subestima em mais de 5 vezes a dose da região mais exposta. O mesmo foi concluído por Whitby e Martin (2003).

Segundo a publicação 106 da ICRP (2008), quando o anel dosimétrico é colocado com a face voltada para a palma da mão, a razão entre a dose na ponta do dedo e o anel varia entre 1,5 e 3,5, embora possa ser maior em algumas manipulações específicas. Por outro lado, em estudos onde o dosímetro é colocado na parte do dorso da mão, essa razão está entre 4 e 7.

F. Vanhavere *et al.* (2006) recomendam que o valor obtido no anel dosimétrico seja multiplicado por um fator de correção 3 para garantir que o limite de dose para a pele não seja excedido. Entretanto, em 2012, F. Vanhavere, junto com outros colaboradores, concluem que a dose no ponto mais exposto (próximo à ponta do dedo indicador da mão não dominante) é 6 vezes maior que a base do dedo indicador e 20 vezes maior que a dose no punho da mão dominante (VANHAVERE *et al.*, 2012).

A Tabela 3 resume as razões entre as doses no ponto mais exposto e no ponto medido, além das médias e medianas dessas razões, nas etapas de preparação e injeção de radiofármacos em SMN com SPECT e PET, obtidas por alguns pesquisadores, como resultados de seus trabalhos. Essas razões são utilizadas por alguns autores como fatores de conversão a serem multiplicados pela dose no ponto monitorado na rotina dos serviços para estimar a dose no ponto mais exposto.

Contrários a outros estudos, Whitby e Martin (2003) concluíram que a ponta do dedo indicador da mão dominante (que segura a seringa) costuma ser a parte que recebe maior dose durante procedimentos com ^{99m}Tc . Entretanto, os autores declararam que esta regra não é universalmente aplicável e depende de várias circunstâncias, como a forma de segurar a seringa e o frasco, por exemplo.

Para muitos autores, a solução ideal consiste em realizar medições individuais simples por um período curto a fim de encontrar a melhor posição de monitoração para cada trabalhador, especialmente para identificar a mão mais exposta, já que, mesmo com a exclusão de dados discrepantes, a distribuição de razões é muito vasta devido ao fato da

distribuição de dose ser fortemente dependente do operador e da técnica empregada (CARNICER *et al.*,2011; SARTI *et al.*,2014; WHITBY e MARTIN,2003; VANHAVERE, 2006).

Tabela 3. Razões entre a dose no ponto mais exposto e a dose no ponto medido e os valores médios e medianos dessas razões.

Referência	Razão entre dose máxima na mão e a dose no ponto medido				
	Punho	Base indicador	Base anelar	Base dedo médio	Mão
Carnicer <i>et al.</i> (2011)*	Faixa: 3-93 Mediana: 16 Média: 20	2-38 4 6	2-60 7 10	-	ND
	Faixa: 2-93 Mediana: 14 Média: 18	1-26 5 6	1-49 8 10	-	D
Wrzesiён <i>et al.</i> (2008)*	-	-	-	6,9±3,19	ND
	-	-	-	5,32±2,07	D
Merce <i>et al.</i> (2011b)	^{99m} Tc prep: 27 ^{99m} Tc inj: 15 ¹⁸ F prep: 14 ¹⁸ F inj: 30	5 5 4 7	11 10 6 12	-	ND
	^{99m} Tc prep: 20 ^{99m} Tc inj: 15 F prep: 12 F inj: 27	6 7 5 7	9 10 7 12	-	D
Vanhavere <i>et al.</i> (2012)	^{99m} Tc prep: 21 ^{99m} Tc inj: 26 ¹⁸ F prep: 15 ¹⁸ F inj: 21	5 9 4 5	8 15 6 9	-	ND
	Tc prep: 19 Tc inj: 23 ¹⁸ F prep: 12 ¹⁸ F inj: 19	6 8 5 6	8 13 7 10	-	D

ND: mão não dominante; D: mão dominante; prep: preparação; inj: injeção

Carnicer *et al.* (2011), em seu trabalho, concluíram que a preparação dos radiofármacos envolve maiores doses para os dedos por atividade que os procedimentos de administração, porque os procedimentos são mais longos e com mais etapas que requerem manipulação de frascos e seringas com altas atividades, algumas delas, sem blindagem.

Em 2007, Seierstad *et al.* (2007) concluíram, durante um estudo realizado em um serviço de PET/CT dedicado, que as atividades que mais contribuíram para o aumento de dose dos funcionários nesse tipo de serviço foram a manipulação do ¹⁸F-FDG (57%),

dividida em preparação e injeção. O mesmo é afirmado por Vanhavere *et al.* (2006), que relata que o ^{18}F -FDG causa uma taxa de exposição muito maior (cerca de 7 vezes maior para aqueles que preparam o radiofármaco) que aquela causada pelos radiofármacos contendo $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

De acordo com os estudos de Biran *et al.* (2004), quando o TMN realizou procedimentos de fracionamento do radiofármaco e injeção de ^{18}F -FDG no paciente com seringas não blindadas, foi medida uma dose média no dosímetro de tórax de 0,07 mSv por dia de trabalho, com a realização de 5 procedimentos por dia. Utilizando seringa blindada, a dose média no tórax reduziu para 0,05 mSv por dia de trabalho. Usando seringas blindadas, os profissionais obtiveram um decréscimo de 25 % na dose quando comparada ao uso de seringas não blindadas.

Muitos trabalhos expressam as doses medidas, principalmente nos pontos mais expostos, em função da atividade manipulada, $(H_P(0,07)_{\text{máx}}/A)$. Para a injeção, a interpretação da atividade manipulada é muito simples e, muitas vezes a atividade injetada é utilizada para normalização, o que deve conduzir a resultados mais comparáveis. Entretanto, especialmente para a preparação de radiofármacos, a atividade utilizada para calcular a dose normalizada é um parâmetro importante e que difere de trabalho para trabalho. Nessa prática, existe uma quantidade maior de variáveis que devem ser levadas em consideração e que podem levar a várias possibilidades de normalização: se houve eluição do gerador e medição da atividade inicial resultante da eluição, a atividade contida no frasco para o fracionamento do material a ser injetado (alguns radiofármacos são marcados com baixa atividade, portanto existe uma menor atividade no frasco e outros são marcados com atividades maiores e muitas doses são extraídas do frasco), número de tentativas para extrair a atividade correta, se o IOE realizou marcação do radiofármaco ou somente fracionou as doses, etc. Muitos estudos levam em consideração apenas as atividades que foram medidas na seringa para serem injetadas, não levando em consideração a atividade contida no frasco, nem o número de tentativas de fracionamento (atividades diferentes das que devem ser injetadas). Em outros estudos, além da quantidade manuseada, a atividade inicial de eluição do gerador também é levada em consideração (MERCE *et al.*,2011a;CARNICER *et al.*,2011; COVENS *et al.*,2007;WRZESIÉN *et al.*,2008;COVENS *et al.*,2010). Na Tabela 4 estão listadas medidas de $H_P(0,07)_{\text{máx}}/A$ de alguns trabalhos anteriores.

Trabalhos como o de Wrzesiён *et al.* (2008), listaram as doses diárias em vários pontos, obtidas pelos IOE durante um dia típico de suas rotinas de trabalho (Tabela 5).

Kemerink *et al.*(2011), afirmam que de 15 a 20% dos profissionais que manipulam ^{99m}Tc ou ^{18}F em SMN excedem o limite individual anual de dose de 500 mSv. Dados semelhantes foram relatados por Covens *et al.* (2010).

Tabela 4. Doses no ponto mais exposto normalizadas pela atividade manipulada (mSv/GBq) de trabalhos anteriores.

Radio-nuclídeo	Prática	Dose no ponto mais exposto normalizada pela atividade (mSv/GBq)				
		Merce <i>et al.</i> (2011a)*	Carnicer <i>et al.</i> (2011)	Covens <i>et al.</i> (2007)**	Wrzesi�n <i>et al.</i> (2008)	Covens <i>et al.</i> (2010)***
^{99m}Tc	Preparação	(máx.) 2,06 (média) 0,32	178 medi�es 36 IOE (média) 0,43 (mediana) 0,25	(média e mediana) 0,065	1265 medi�es 13 IOE Faixa de dose (0,06-0,89) (média) 0,36	
	Inje�o	(máx.) 1,50 (média) 0,07	157 medi�es 32 IOE (média) 0,23 (mediana) 0,12	(média) 0,05 (mediana) 0,049		
^{18}F	Preparação	(máx.) 4,43 (média) 0,77	160 medi�es 30 IOE (média) 1,2 (mediana) 0,83	(média e mediana) 0,057		(média) 0,50 (mediana) 0,32
	Inje�o	(máx.) 3,67 (média) 0,71	146 medi�es 30 IOE (média) 0,93 (mediana) 0,64	(média e mediana) 0,32		(média) 0,35 (mediana) 0,28

* N= 115 IOE

** N=mais de 500 manipula es de 2 IOE

*** N=50 manipula es de 2 IOE

Tabela 5. Doses di rias obtidas no estudo de Wrzesi n *et al.* (2008).

	Dose média diária (mSv)		
	Meio do Polegar	Meio do Indicador	Dedo Médio
Mão não dominante	4,87 ± 3,66	7,26 ± 6,32	2,88 ± 1,88 (meio) 0,99 ± 0,86 (base)
Mão dominante	3,47 ± 2,74	4,75 ± 3,60	2,56 ± 1,75 (meio) 0,94 ± 0,90 (base)

Whitby e Martin (2003) relataram que a dose nas m os   reduzida de forma significativa quando   usado um protetor de seringa para sua blindagem. Na pr tica, a partir da monitora o de rotina dos profissionais da radiofarm cia, onde a equipe n o utilizou equipamentos de prote o, as doses mensais de extremidade variaram de 10 a 20 mSv, aproximando-se do n vel de investiga o de 20 mSv mensal. Os profissionais que injetavam os radiof rmacos apresentaram doses mensais de 5 a 40 mSv.

Segundo Vanhavere *et al.* (2006), o uso de protetores de seringa durante a preparação do radiofármaco é impraticável, pois além do peso da blindagem, dificulta a visualização do volume do líquido, o que prejudica o desempenho e aumenta o tempo de manipulação. Ele ainda afirma que o limite de dose anual de 500 mSv pode ser excedido se uma otimização necessária não for aplicada.

De acordo com os resultados de Vanhavere *et al.* (2012), o limite de dose equivalente anual para as mãos seria ultrapassado, exceto para os profissionais que realizavam injeção de radiofármacos marcados com ^{99m}Tc , porém 28% desses profissionais excederiam 3/10 desse limite. Cerca de 8% dos TMN que realizavam a preparação do radiofármacos marcados com ^{99m}Tc ultrapassariam o limite de dose equivalente anual para as mãos e 47% dos IOE que realizavam essa prática excederiam 3/10 da dose anual. Para aqueles que manipulavam ^{18}F , 23% dos profissionais que injetavam o material e 40% dos que preparavam o material ultrapassariam o limite de dose equivalente anual para extremidade (carga de trabalho: 5 pacientes por dia durante 10 meses) e, respectivamente, 66% e 87% excederiam 3/10 do limite de dose anual.

Carnicer *et al.* (2011), estimaram a dose máxima anual para todos os trabalhadores a fim de descobrir se as doses medidas representam preocupação do ponto de vista da radioproteção. De acordo com os resultados, o limite de dose anual para as extremidades pode ser ultrapassado, pelo menos, por um trabalhador para cada prática, com exceção da administração de ^{99m}Tc . Além disso, a fração de trabalhadores que ultrapassariam o limite é significativa para ^{18}F (de 20% a 40%). A percentagem de trabalhadores que superam 3/10 do limite também é considerável e varia de 30% a 90%, dependendo do procedimento. Considerando-se todos os procedimentos em conjunto, 17% dos trabalhadores ultrapassariam o limite de dose. Deve salientar-se que a situação real é mais complexa uma vez que geralmente um dado trabalhador não executa apenas um, mas vários procedimentos diferentes.

Segundo Mariotti *et al.* (2011), em uma primeira conclusão, avaliar a dose equivalente de cristalino posicionando o dosímetro na região entre os dois olhos fornece um resultado bastante representativo da média da dose equivalente nos dois olhos. Durante investigações de posicionamento do dosímetro de cristalino, Dabin *et al.* (2016), realizaram medições bilaterais e concluíram que não há diferença significativa entre as doses medidas nos lados direito e esquerdo.

Sarti *et al.* (2014) observaram em seus estudos que a dose para o cristalino em MN diagnóstica é desprezível em profissionais que realizam a preparação e menor do que 0,1 mSv na fase de administração do radiofármaco, podendo ser estimada por meio do uso do

dosímetro obrigatório utilizado no tórax. Dabin *et al.* (2016) encontraram valores para razão entre a dose de cristalino e a dose de corpo inteiro que variaram entre 0,3 a 2,3 e concluíram que, de acordo com os dados, a dose de corpo inteiro pode ser utilizada para estimar aproximadamente a dose de cristalino, mas pode ser que em alguns casos seja necessária dosimetria específica para cristalino.

Kopec *et al.* (2011), em seus estudos, verificaram que a razão entre as doses de cristalino e tórax podem ser explicadas pela distância entre os radionuclídeos e o dosímetro durante a manipulação dos radioisótopos. As seringas durante a manipulação não são blindadas e estão mais próximas do nível dos olhos, apesar de haver um anteparo plumbífero entre os olhos e o material. Durante a injeção dos radiofármacos e assistência ao paciente, a distância entre os olhos e a fonte de radiação é muito maior que durante o procedimento de preparação do radiofármaco para ser injetado e também maior que a distância entre a fonte e o dosímetro de tórax.

De acordo com os dados obtidos por Leide-Svegborn (2012), em todos os procedimentos e nos trabalhadores monitorados, a dose absorvida para os olhos era muito baixa. A dose absorvida dos olhos por atividade manipulada era, no máximo, $5,6 \times 10^{-2}$ mGy/MBq para um tecnólogo manipulando ^{18}F -FDG para exames de PET. A dose absorvida anual estimada para os olhos, supondo que os TMN manipulam 10 pacientes por semana, em 46 semanas por ano e a atividade administrada por paciente de 300 MBq, seria de aproximadamente 8 mGy/ano. Este valor está abaixo dos limites de dose anual da ICRP e CNEN, de 20 mSv (ICRP,2007; CNEN, 2014). Os valores correspondentes para procedimentos usando $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (600 MBq por paciente, 20 pacientes por semana em 46 semanas por ano) seria, no máximo, 11 mGy/ano para os olhos. Isso significa cerca de metade do limite de dose para os olhos, quando adaptamos ao limite de dose atual estabelecido para o cristalino.

As doses anuais encontradas por Dabin *et al.* (2016) variaram fortemente entre os operadores, com valores de 0,6 mSv até 9,3 mSv para cristalino e de 0,9 mSv a 8,0 mSv para a dose de corpo inteiro. Esses resultados comparam-se com as doses de cristalino de 4,5 mSv encontradas por Summers *et al.* (2012) e 8 mSv encontrada por Leide-Svegborn (2012). Apesar desta grande extensão, todos os valores foram bem abaixo do limite de 20 mSv por ano. No entanto, algumas doses poderiam ser da ordem, ou até mesmo exceder os três décimos do limite individual anual de dose ocupacional.

Tandon *et al.* (2007) concluíram que as maiores doses não foram recebidas devido à manipulação de grandes atividades, mas devido às más práticas de trabalho e à disponibilidade limitada de instrumentos de manipulação nas respectivas instituições. Tanto

Dabin *et al.* (2016) quanto Carnicer *et al.* (2011) concordam que as doses recebidas por trabalhadores com menos e mais de 5 anos de experiência são equivalentes, o que confirma que boas práticas de trabalho têm mais influência nas doses que o tempo de experiência.

Carnicer *et al.* (2011) ressaltaram a necessidade de monitorar e otimizar a exposição das mãos dos trabalhadores em SMN. Afirmam também que, de acordo com os valores obtidos, é possível que casos de boas e más práticas sejam identificados dentro de cada procedimento. Em seus estudos, foram encontradas baixas doses relacionadas a procedimentos ou hábitos de trabalho bem otimizados, em particular para o uso de blindagens adequadas para seringas e frascos. Do mesmo modo, as doses elevadas foram ligadas à falta de uso de meios adequados de proteção contra as radiações - geralmente a blindagem - ou ao uso indevido desses meios, tais como o posicionamento dos dedos em torno da agulha ao injetar com uma seringa protegida. Estes casos demonstraram claramente que existe o potencial para diminuir ainda mais as doses elevadas, otimizando procedimentos, não só por meio de ferramentas apropriadas, mas também por usá-las corretamente.

3.1. Metodologia para avaliação da distribuição de doses ocupacionais em algumas atividades de MN

3.1.1. IOE e SMN estudados

As medições realizadas para o estudo da distribuição das doses recebidas pelos IOE de SMN foram realizadas em 4 SMN localizados no estado do Rio de Janeiro, sendo 1 público e 3 privados, e em 1 SMN privado em São Paulo. Em todos eles, boas práticas eram empregadas e a proteção radiológica estava implementada. Desses 5 SMN, 2 faziam exames com PET e 3 com SPECT. Nestes SMN, os IOE foram medidos durante a execução das práticas de preparação do radiofármaco para posterior administração e de injeção do radiofármaco nos pacientes, tanto durante os procedimentos de cintilografia (SPECT), com radiofármacos marcados com ^{99m}Tc , quanto de PET para pesquisa oncológica, com ^{18}F . Os profissionais monitorados foram escolhidos de acordo com as atividades que executavam dentro do SMN. As etapas selecionadas para esta monitoração levaram em conta a proximidade do profissional com o material radioativo. Foram escolhidos os procedimentos de SPECT e PET oncológicos para este trabalho, pois estes eram exames realizados com maior frequência nos SMN estudados.

No total, foram acompanhados, neste trabalho, 18 IOE. Em serviços de PET foram avaliados 5 profissionais, todos TMN, que realizavam tanto a preparação quanto a injeção do radiofármaco. Nos SMN com SPECT foram avaliados 13 profissionais: 8 TMN que realizavam a preparação dos radiofármacos e 5 profissionais de Enfermagem, que injetavam os radiofármacos nos pacientes. A participação dos profissionais monitorados neste estudo foi voluntária e autorizada pelos responsáveis pelos SMN. A Tabela 6 apresenta a distribuição destes IOE por tipo de prática, número de medições e tempos de experiência.

Tabela 6. Número de monitorações realizadas e número de profissionais avaliados, de acordo com suas práticas e tempo de experiência em suas respectivas funções.

Prática monitorada	SPECT			PET		
	Nº de IOE monitorados	Nº de monitorações	Tempo de experiência (anos)	Nº de IOE monitorados	Nº de monitorações	Tempo de experiência (anos)
Preparação	1	1	≤1	0	0	≤1
	3	4	3 - 5	3	3	3 - 5
	1	1	5 - 10	0	0	5 - 10
	3	4	>15	1	1	>15
	Total=8	Total=10		Total= 4	Total= 4	
Injeção	0	0	≤1	0	0	≤1
	2	2	3 - 5	4	4	3 - 5
	2	2	5 - 10	0	0	5 - 10
	1	1	>15	1	1	>15
	Total=5	Total=5		Total= 5	Total= 5	

3.1.1.1. Descrição dos procedimentos de SPECT acompanhados

Em 3 SMN de SPECT estudados no Rio de Janeiro são realizados diversos tipos de cintilografias, tais como cintilografias ósseas, renais, paratireoides, leucócitos marcados, entre outros, mas o exame mais frequente nos serviços avaliados foi a cintilografia de miocárdio (fases de esforço e repouso). Em um SMN particular, que utiliza uma gama câmara modelo VENTRI (*GE healthcare*) dedicada para exames de coração e cérebro, foram realizadas somente medições em exames de cintilografia de miocárdio. Os outros dois SMN do Rio de Janeiro realizam cintilografias ósseas, renais, cerebrais, etc., além de cintilografia de miocárdio, nas gama câmaras modelo Millennium MG (*GE healthcare*) e *BrightView* (Philips). O SMN público possui os 2 equipamentos GE e o outro particular o Philips. Uma das etapas do trabalho foi realizar medições dos IOE durante as práticas de preparação e injeção de radiofármacos por dia de trabalho em um SMN. Como o contato com o material radiativo durante cada um desses procedimentos ocorre durante um tempo curto (da ordem de segundos, durante a injeção) e considerando o valor da atividade manipulada por exame (da ordem de MBq), seria necessário que houvesse muitos procedimentos por dia para que a leitura dos dosímetros fosse significativa, isto é, para que fosse possível uma leitura acima do limite de detecção do sistema de medição utilizado. Dessa forma, o grande número de exames diários nesses SMN foi essencial para suas escolhas.

Em todos os serviços estudados, a preparação do radiofármaco era realizada no laboratório de radiofarmácia por um Técnico de MN ou farmacêutico, ou seus respectivos estagiários, de acordo com a disponibilidade de cada serviço. A prática da preparação consistia nas seguintes etapas: eluição do gerador de $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$; marcação do fármaco com determinada atividade de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (que variava de acordo com o tipo de exame), resultando em um radiofármaco; controle da qualidade para verificar a pureza radioquímica do material marcado (prática somente realizada em dois dos SMN estudados), controle de qualidade do eluato (pureza radionuclídica - realizado em todos os SMN estudados) e fracionamento do radiofármaco (transferência do material radioativo contido no frasco para a seringa - figura 10), cuja atividade era aferida em um calibrador de dose de forma a não administrar atividades inadequadas no paciente para a realização do exame.

O profissional de Enfermagem, que era o responsável pela administração do radiofármaco no paciente, carregava a seringa contendo material radioativo em um suporte blindado (Figura 11) até a sala de injeção ou até a sala de ergometria, onde era realizada a fase de esforço, e injetava o radiofármaco no paciente sem utilizar blindagem na seringa (Figura 12). Após a injeção, o profissional de Enfermagem permanecia com a mão em contato com o braço do paciente, finalizando com a assepsia e curativo, por aproximadamente 15 segundos adicionais. A seringa era então recolocada no suporte e levada de volta ao laboratório de radiofarmácia pelo mesmo profissional. O paciente era encaminhado para a sala de espera de pacientes injetados, onde aguardava pelo tempo necessário (que variava de acordo com o exame), até que a imagem pudesse ser adquirida.

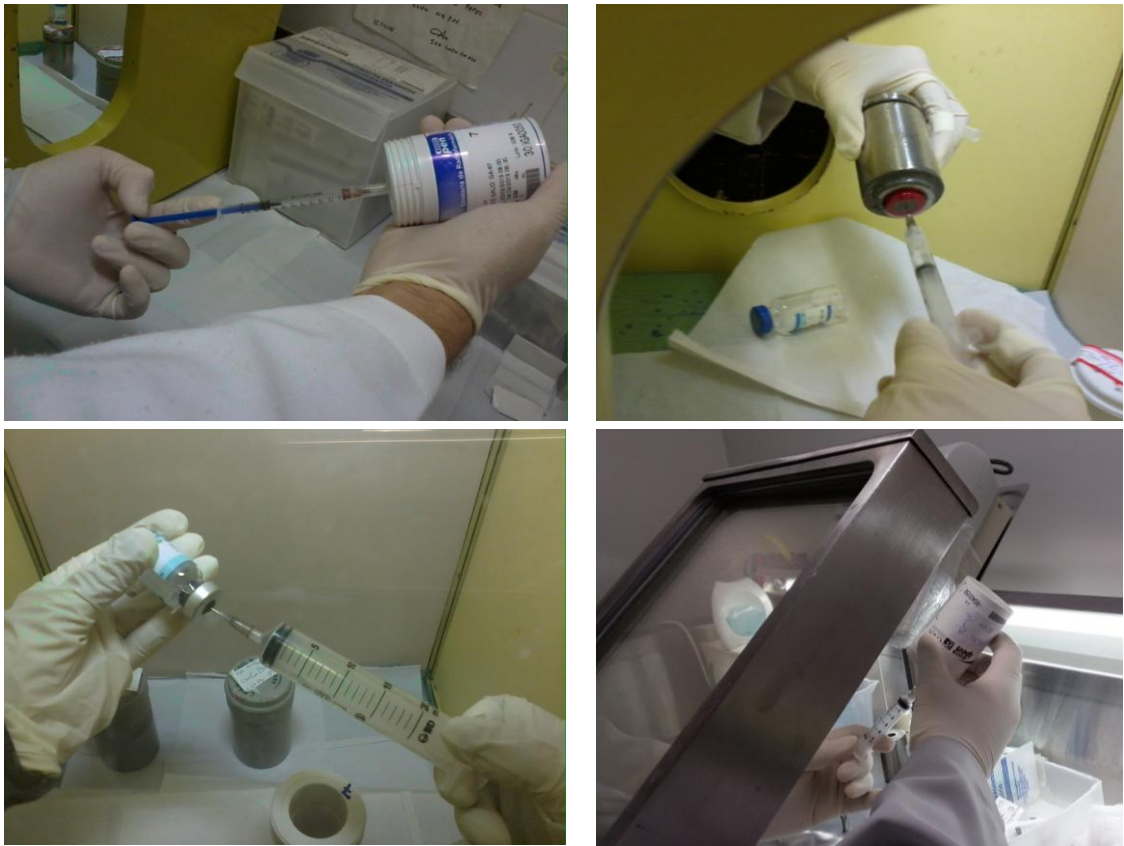


Figura 10. Exemplos de fracionamento em um SMN com SPECT.



Figura 11. Suportes blindados para seringa.



Figura 12. Exemplos de profissionais de Enfermagem injetando pacientes durante procedimentos de cintilografia.

3.1.1.2. Descrição dos procedimentos de PET estudados

Os Serviços de PET também foram escolhidos para o estudo devido ao grande número de procedimentos diários. Em um dos Serviços, o equipamento utilizado para aquisição das imagens era o PET/CT Siemens Biograph 16 Hi-REZ e no outro, um PET/CT Gemini LXL, da Philips. Na modalidade PET, esses Serviços realizavam principalmente exames oncológicos, além de eventualmente realizarem exames somente de tomografia computadorizada, que não foram incluídos neste estudo.

Devido à meia vida curta do ^{18}F (109,8 minutos), todos os processos, desde a chegada do radiofármaco até o momento da aquisição da imagem, eram feitos com a maior brevidade possível, porém sempre respeitando os tempos determinados na bula enviada pelo fabricante junto com o radiofármaco. Quando o radiofármaco (^{18}F -FDG) chegava ao Serviço, ia diretamente para o laboratório de radiofarmácia, onde o TMN fracionava a atividade para cada procedimento utilizando; para isso, foi utilizado um dispositivo fracionador de dose do tipo orbital, onde o frasco contendo o material radioativo ficava

blindado com cerca de 30 mm de chumbo. O radiofármaco era então transferido para uma seringa (Figura 13) e a atividade era medida em um calibrador de dose. Enquanto isso, o paciente esperava na sala de repouso já com a veia puncionada, de forma que o mesmo TMN pudesse facilmente administrar o radiofármaco, utilizando a mesma seringa (Figura 14) (que neste momento encontrava-se protegida por uma blindagem de 6 mm de tungstênio (Figura 15) durante a injeção. Em um dos serviços, o TMN leva a seringa com blindagem na mão. Em outro, o TMN leva a seringa também na blindagem, mas com uma blindagem adicional de uma maleta semelhante à do lado direito da Figura 11. Após a injeção, em ambos os serviços, o TMN levava novamente a seringa dentro do suporte para o laboratório de radiofarmácia, enquanto o paciente permanecia em repouso durante um período de 40 a 50 minutos, até que a imagem pudesse ser adquirida. Nos serviços PET estudados, era a mesma pessoa quem fracionava o radiofármaco e injetava no paciente.

Tanto nos Serviços com SPECT quanto nos de PET, durante o processo de manipulação, a parte mais demorada, e que provavelmente deu origem à maior parte da dose recebida, foi o fracionamento, ou seja, a retirada da solução do frasco. Um tempo suficientemente grande era necessário para deslocar o êmbolo da seringa até uma posição exata, correspondente à atividade adequada para cada tipo de exame.



Figura 13. TMN preparando a atividade de ^{18}F , utilizando, para isso, um dispositivo fracionador de dose do tipo orbital.



Figura 14. TMN injetando o material no paciente durante procedimentos de PET.



Figura 15. Protetor de seringa com blindagem de 6 mm de tungstênio para procedimentos de PET.

3.1.2. Sistema de medição utilizado pelos IOE

Os dosímetros utilizados foram feitos com embalagens plásticas de comprimidos (*blister*), cortadas em cavidades individuais, contendo os TLD. Algumas medições foram realizadas com os dosímetros presos diretamente nas mãos, com o auxílio de fita adesiva (Figura 16A), utilizando-se uma luva por cima para evitar a contaminação dos dosímetros com material radioativo durante as práticas. Depois, para agilizar a colocação dos dosímetros e interferir o mínimo possível na rotina dos SMN estudados, os dosímetros começaram a ser colocados em uma luva com o auxílio de esparadrapo (Figura 16B), com outra luva colocada por cima, tornando mais rápido o processo de colocação e retirada dos dosímetros nas mãos. As monitorações foram feitas em 8 pontos de cada uma das mãos e 1

ponto em cada punho (local onde normalmente é utilizada a pulseira dosimétrica). Além das mãos, os IOE também foram monitorados em um ponto entre os dois olhos e um ponto no tórax (preso ao dosímetro de uso obrigatório). Desta forma, para cada procedimento específico, havia um conjunto com 20 dosímetros, que eram afixados imediatamente antes do início de cada prática (preparação ou injeção dos radiofármacos) e retirados logo após o seu término, de modo que as leituras correspondessem somente àquela tarefa. Todas as etapas, desde a montagem dos dosímetros, a utilização dos SMN, a leitura dos dosímetros até o tratamento de dados, foram acompanhadas com o objetivo de reduzir a contribuição de terceiros e, conseqüentemente, minimizar a interferência de parâmetros desconhecidos (evitar uso errado do dosímetro).

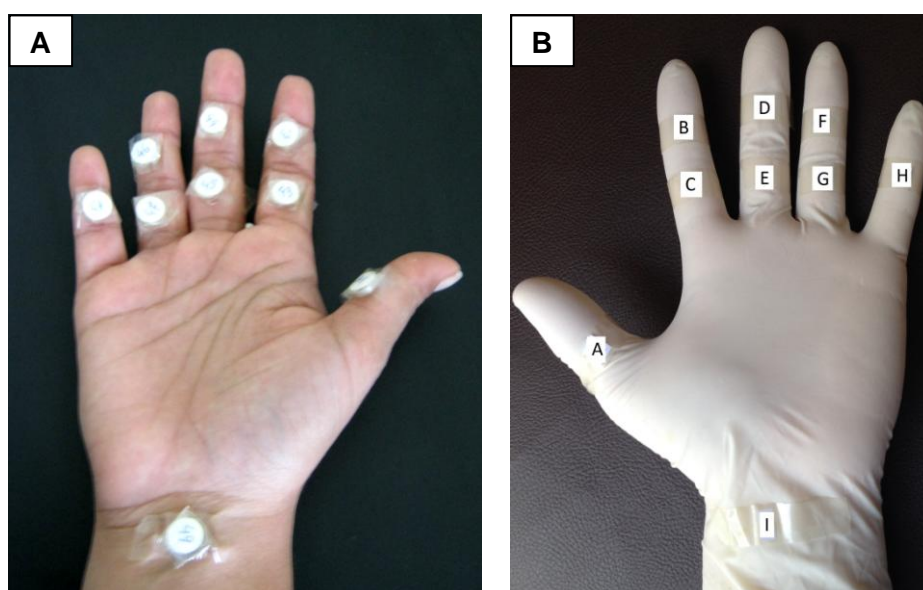


Figura 16. Distribuição dos dosímetros contendo TLD na mão dos IOE monitorados durante preparação e injeção dos radiofármacos.

3.1.2.1. Escolha e preparação dos dosímetros

Para fazer a dosimetria dos profissionais, foi usado um lote com 180 TLD do tipo LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H), em forma de discos de 3,6 mm de diâmetro e 0,38 mm de espessura, do Laboratório de Dosimetria Termoluminescente (LDT) da Divisão de Dosimetria (DIDOS) do IRD/CNEN. Este material foi escolhido dentre os disponíveis no laboratório porque apresentava baixa dependência energética devido ao número atômico efetivo ($Z\sim 8,3$) próximo ao do tecido humano ($Z\sim 7,4$) e alta sensibilidade (adequada para procedimentos com baixas doses), além de resposta linear na faixa de dose a ser analisada.

Antes de serem utilizados nas monitorações, os TLD foram identificados com números sequenciais e uma letra correspondente ao lote (lote M) e foram submetidos a um

tratamento térmico (para isso, foi realizada uma leitura na leitora manual Harshaw modelo 3500) com o objetivo de eliminar qualquer resíduo de irradiações anteriores.

Todas as manipulações dos TLD foram feitas utilizando uma pinça, pois o material termoluminescente utilizado era frágil e, além disso, qualquer impureza em sua superfície poderia influenciar na leitura.

Para fazer as monitorações, foram separados 10 TLD para medir a radiação de fundo e 10 para serem irradiados com 1,0 mGy com o objetivo de calcular o fator de normalização diário do sistema TL. Estes acompanhavam todos os demais TLD, que foram divididos em alguns grupos com três (para medir os dedos, que eram os pontos mais próximos do material radioativo) e outros grupos com cinco TLD (para medir os pontos mais distantes: punhos, tórax e cristalino), acondicionados em *blister* de comprimidos, protegidos por espuma e papel e embalados com fita adesiva (Figura 17). Foi feito o controle dos números dos TLD contidos em cada pacote (dosímetro). Cada dosímetro também foi identificado por um número.

Após o processo de preparação, os dosímetros foram levados para os serviços para serem utilizados nos profissionais.



Figura 17. Processo de montagem dos dosímetros.

3.1.2.2. Avaliação dos TLD

Após o seu uso, todos os TLD foram levados de volta para o LDT para serem lidos. Para a avaliação dos TLD foi utilizado o sistema de rotina do LDT. Os TLD foram inseridos individualmente na gaveta da leitora manual Harshaw modelo 3500 (Figura 18), onde o aquecimento para a leitura é feito através do contato térmico do TLD com uma prancheta metálica contida no interior da gaveta da leitora. O ciclo de aquecimento do leitor é composto de 3 etapas: um pré-aquecimento sem aquisição de dados, a leitura propriamente dita e um tratamento térmico sem aquisição de dados. O pré-aquecimento antes da leitura é

feito a 135°C por 10 segundos. A leitura é feita em 23 s, com uma taxa de aquecimento linear de 10°C/s, de 135°C a 240°C, e mais 13 s a 240°C. Ao final desta, é feito um tratamento térmico durante 10 segundos a uma temperatura de 240°C. O valor integrado obtido na aquisição de dados do processo de leitura, em unidade de carga (nC), é fornecido pela leitora junto com a curva de leitura TL, obtida em 200 canais. Todas as informações das leituras são armazenadas em arquivos no computador (Figura 19).



Figura 18. Leitora manual Harshaw modelo 3500.

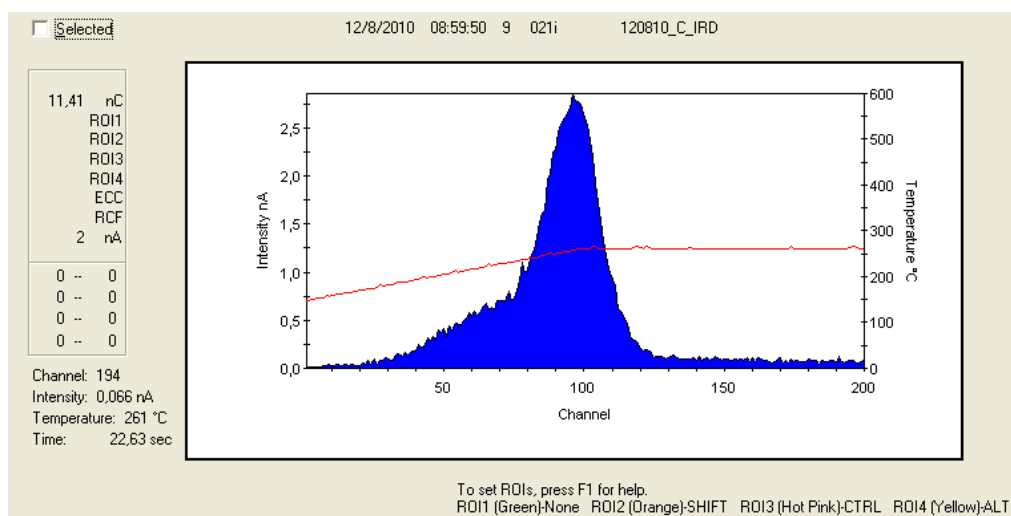


Figura 19. Curva de leitura TL do TLD-100H obtida no leitor Harshaw 3500.

3.1.2.3. Calibração individual dos TLD

Antes da utilização, os TLD do lote foram calibrados individualmente em kerma no ar livre no ar. Para a calibração, todos os TLD foram colocados em uma caixa plástica com tampa frontal de PMMA com 2 mm de espessura, de forma a garantir o equilíbrio eletrônico. Este conjunto foi irradiado com diferentes valores de kerma no ar entre zero e 1,32 mGy livre no ar, no campo de irradiação da fonte de ^{137}Cs do Laboratório de Irradiações do IRD

(LABIR) (Figura 20), rastreado ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes. A incerteza da calibração associada à irradiação foi de 5% ($k=2$). Com esses dados foi traçada uma curva de calibração para cada TLD, relacionando a leitura em nC com a exposição em kerma no ar, em mGy, como mostrada na Figura 21. A incerteza do ajuste desta curva foi considerada desprezível, pois o fator de correlação R^2 para todos os TLD é sempre maior que 0,998.



Figura 20. Arranjo experimental da irradiação dos TLD na fonte de ^{137}Cs do LABIR.

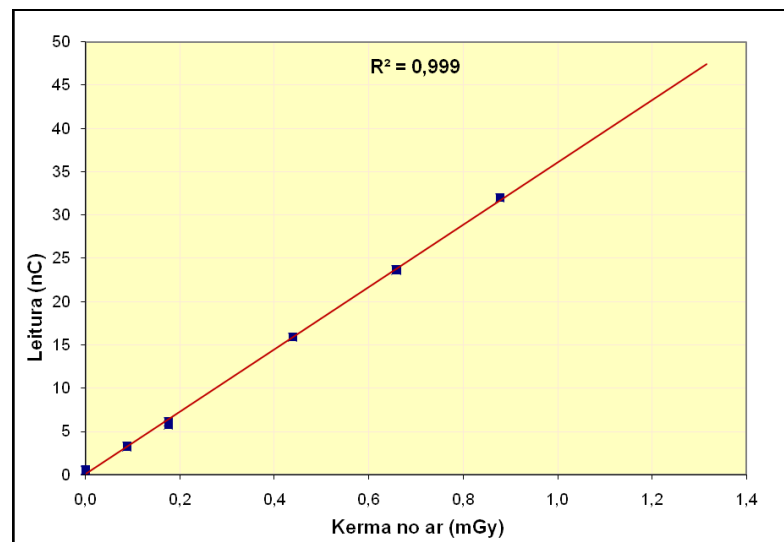


Figura 21. Curva de calibração de um TLD.

O formato da equação da curva de calibração para cada TLD é:

$$K = \frac{L(nC) - C_{linear}}{C_{angular}} \quad mGy \quad (1)$$

onde,

K = kerma no ar a que foi submetido o TLD, em mGy;

L = Leitura do TLD, em nC;

C_{linear} = coeficiente linear da reta ajustada, em nC;

C_{angular} = coeficiente angular da reta, em nC/mGy).

3.1.2.4. Cálculo do fator diário de calibração do sistema TL (F_n)

O fator de normalização diário do sistema TL (F_n) foi calculado, conforme a Equação 2, em cada dia de leitura para corrigir a instabilidade do sistema TL. Para o cálculo do F_n , foram usados os 10 TLD que mediram a radiação de fundo e os 10 TLD irradiados com um valor de kerma no ar conhecido de 1 mGy.

$$F_n = \frac{K_{\text{irr}}}{(K_{\text{irrad.}} - K_{Bg})} \quad \frac{mGy}{mGy} \quad (2)$$

onde:

$K_{\text{irr}} = 1 \text{ mGy}$ = Kerma no ar de irradiação dos TLD na fonte de ^{137}Cs ;

$\overline{K_{\text{irrad.}}}$ = média das leituras (mGy) dos 10 TLD irradiados na fonte de ^{137}Cs , com 1 mGy;

$\overline{K_{Bg}}$ = média das leituras (mGy) dos 10 TLD destinados a medir a radiação de fundo.

Foram calculados, em mGy, a média, o desvio padrão e a incerteza das leituras dos TLD de cada dosímetro com um nível de confiança de 95%, sendo todos estes valores multiplicados pelo fator de normalização diário, F_n .

O Limite Mínimo de Detecção (LID) foi calculado para cada série de medições por meio da Equação 3.

$$LID = 2 \cdot s_{Bg} \cdot F_n \quad mGy \quad (3)$$

onde:

s_{Bg} = Desvio padrão das avaliações (em mGy) dos 10 TLD usados para medir a radiação de fundo;

A leitura líquida normalizada (K') da dose de cada dosímetro, dada em kerma no ar (mGy), é representada pela Equação 4.

$$K' = (\bar{K} - \bar{K}_{Bg}) \cdot F_n \quad mGy \quad (4)$$

Onde,

\bar{K} = média das leituras (em mGy) dos TLD contidos no dosímetro;

\bar{K}_{Bg} = média das leituras (em mGy) dos TLD destinados a medir a radiação de fundo;

3.1.2.5. Calibração dos dosímetros em equivalente de dose individual – $H_p(d)$

Os TLD utilizados neste trabalho foram calibrados na grandeza operacional equivalente de dose individual $H_p(d)$.

Para a calibração, além dos TLD de referência (10 para medir a radiação de fundo e 10 irradiados, para calcular o F_n), dois grupos de quinze (15) TLD foram usados. Um dos grupos foi irradiado em um simulador feito com PMMA em forma de paralelepípedo (*slab*), preenchido com água, padrão IEC 62387 (2012), cujas dimensões são 30 x 30 x 15 cm (Figura 22). O outro grupo foi irradiado em um simulador de dedo, também de PMMA, em formato de haste maciça (*rod*), padrão ISO 15382 (ISO,2015) com 19 mm de diâmetro e 300 mm de comprimento (Figura 23). A irradiação dos grupos foi feita, também na fonte de ^{137}Cs do LABIR, com 1 mGy de kerma no ar. Os TLD foram posicionados na superfície frontal do simulador a uma distância de 2 m da fonte. Com o objetivo de atingir o equilíbrio eletrônico, uma placa de acrílico com 2 mm de espessura foi colocada entre o conjunto de TLD e a fonte.

Os TLD irradiados no simulador *slab* foram usados para calcular o fator de calibração para $H_p(10)$ dos TLD usados no tórax dos IOE e, assim, estimar sua dose efetiva. A grandeza $H_p(3)$, usada para estimar a dose de cristalino, foi estimada utilizando o fator de calibração para $H_p(3)$ (Tabela A3, apêndice A) no simulador *slab*. Os TLD irradiados no simulador *rod* foram usados para calcular o fator de calibração para $H_p(0,07)$ dos TLD usados na mão e punho dos IOE, com o objetivo de estimar a dose equivalente de pele nas mãos.

Cada fator de calibração F_C foi calculado usando a Equação 5.

$$F_C = \frac{(K_{irr} \cdot F_x)}{K'} \quad \frac{mSv}{mGy} \quad (5)$$

onde:

$K_{irr} = 1 \text{ mGy}$ = Kerma no ar de irradiação dos TLD nos simuladores *slab* e *rod* na fonte de ^{137}Cs ;

F_x = fator de conversão de kerma no ar para equivalente de dose individual nas diversas profundidades e simuladores, conforme a Tabela A3, localizada no apêndice A;



Figura 22. Arranjo para irradiação dos TLD no simulador *slab*.



Figura 23. Arranjo para irradiação dos TLD no simulador *rod*.

Os resultados encontrados estão listados na Tabela 7.

Tabela 7. Fatores de calibração calculados, F_C , para conversão de kerma no ar para equivalente de dose individual nas diversas profundidades.

Grandeza	Fator de calibração (mSv/mGy)	Simulador
Hp(10)	1,13	slab
Hp(3)	1,14	slab
Hp(0,07)	1,08	rod

O valor do equivalente de dose individual para cada dosímetro é, então, dado pela Equação 6.

$$H_P(d) = K' \cdot F_C \quad mSv \quad (6)$$

3.1.2.6. Cálculo da incerteza de medição

As incertezas associadas às medições realizadas foram calculadas de acordo com as recomendações da terceira edição brasileira do ISO-GUM (ABNT e INMETRO, 2003), tendo sido utilizadas as componentes de incerteza padrão descritas abaixo.

A incerteza, μ_{M-TLD} , do valor avaliado de cada dosímetro foi calculada pela metade da largura do intervalo de confiança da média da leitura líquida normalizada de seus TLD, para um nível de confiança de 95%:

$$\mu_{M-TLD} = \frac{1}{2} \times \frac{t_{95\%n} \times s}{\sqrt{n}} \times F_C \quad mSv \quad (7)$$

onde:

$t_{95\%n}$ = t de Student para 95% de nível de confiança e n TLD;

s = desvio padrão das leituras dos TLD contidos no dosímetro (em mGy);

n = número de TLD contidos em cada dosímetro;

F_C = Fator de calibração de kerma no ar para $H_P(d)$ (Equação 5).

A incerteza μ_{Bg} foi calculada da mesma forma para os dosímetros que avaliaram a radiação de fundo, usando n=10 e s=0,008 mGy:

$$\mu_{Bg} = 0,003 \times F_C \quad mSv \quad (8)$$

onde F_C é o fator de calibração de kerma no ar para $H_P(d)$ (Equação 5).

A incerteza μ_F , associada à fonte ^{137}Cs usada na irradiação dos TLD para cálculo dos fatores de normalização e calibração, foi calculada com base na incerteza de 5%, contida no relatório de dosimetria do feixe.

$$\mu_F = 0,025 \times H_P(d) \quad mSv \quad (9)$$

A incerteza, μ_{F_n} , para o fator de normalização diário do sistema TL foi calculada usando as Equações 2 e 9 e propagando as incertezas:

$$\mu_{F_n} = \frac{H_P(d)}{2} \times \sqrt{0,0025 + \frac{0,51 \times (s_{irr}^2 + s_{Bg}^2)}{(\overline{K_{irr}} - \overline{K_{Bg}})^2}} \quad mSv \quad (10)$$

onde,

$H_P(d)$ = valor do equivalente de dose individual para cada dosímetro (Equação 6);

s_{irr} = desvio padrão das leituras dos TLD irradiados na fonte de ^{137}Cs ;

s_{Bg} = desvio padrão das leituras dos TLD usados para medir a radiação de fundo;

$\overline{K_{irrad.}}$ = média das leituras dos TLD irradiados na fonte de ^{137}Cs ;

$\overline{K_{Bg}}$ = média das leituras dos TLD destinados a medir a radiação de fundo.

A incerteza μ_{F_c} , calculada para o fator de calibração de kerma no ar para equivalente de dose individual (Equação 5), usando os valores encontrados na calibração dos TLD para $H_P(d)$, é dada por:

$$\mu_{F_c} = 0,03 \times H_P(d) \quad mSv \quad (11)$$

considerando, conforme declaração da ISO (1999), uma incerteza de 2% para um nível de confiança de 95%, para os fatores de conversão de kerma no ar para $H_P(d)$.

A incerteza μ_E , associada à dependência energética e angular, foi calculada considerando distribuição retangular com incerteza de 10%:

$$\mu_E = 0,058 \times H_P(d) \quad mSv \quad (12)$$

A incerteza padrão expandida para o cálculo do equivalente de dose individual, $H_P(d)$, para um nível de confiança de 95% ($k=2$) é o dobro da incerteza padrão combinada, μ_C :

$$U = 2 \times \mu_C = 2 \times \sqrt{\mu_{M-TLD}^2 + \mu_{Bg}^2 + \mu_{F_n}^2 + \mu_{F_c}^2 + \mu_E^2 + \mu_F^2} \quad mSv \quad (13)$$

A Tabela 8 resume todos os cálculos da incerteza com seus componentes.

Tabela 8. Cálculo da incerteza padrão combinada e expandida, com seus principais componentes.

Componentes de Incerteza	Tipo de distribuição	Divisor	Incerteza Padrão (mSv)
Média da leitura líquida dos n TLD de cada dosímetro	normal	2	$\mu_{M-TLD} = \frac{1}{2} \times \frac{t_{95\%,n} \times s}{\sqrt{n}} \times F_C$
Radiação de fundo	normal	2	$\mu_{Bg} = 0,003 \times F_C$
Calibração da fonte de ^{137}Cs	normal	2	$\mu_F = \frac{0,05}{2} \times H_P(d)$
Fator de normalização da leitura TL	normal	2	$\mu_{F_n} = \frac{H_P(d)}{2} \times \sqrt{0,0025 + \frac{0,51 \times (s_{irr}^2 + s_{Bg}^2)}{(K_{irr} - K_{Bg})^2}}$
Fator de calibração para $H_P(d)$	normal	2	$\mu_{F_C} = 0,03 \times H_P(d)$
Dependência energética e angular	retangular	$\sqrt{3}$	$\mu_E = \frac{0,1}{\sqrt{3}} \times H_P(d)$
Incerteza combinada (μ_C)	$\mu_C = \sqrt{\mu_{M-TLD}^2 + \mu_{Bg}^2 + \mu_{F_n}^2 + \mu_{F_C}^2 + \mu_E^2 + \mu^2}$		
Incerteza expandida (U) 95,45%	K = 2	$U = 2 \times \mu_C$	

3.1.3. Protocolo de coleta de dados e avaliação das doses

Para registrar o número dos dosímetros usados em cada posição, assim como alguns dados relevantes do procedimento, o protocolo apresentado na Figura 24 foi utilizado durante as medições. Os parâmetros registrados durante os procedimentos foram: código do SMN onde foram realizadas as monitorações e radionuclídeo utilizado, nome do profissional (sigla), função do profissional (TMN ou Enfermagem), tipo de procedimento (preparação, injeção repouso e injeção esforço), atividade manipulada, tempo de exposição, número dos TLD contidos no dosímetro, número do dosímetro, posição do dosímetro (de acordo com a figura contida na planilha de preenchimento dos dados) e data do procedimento.

Durante a prática de preparação de radiofármacos em SMN com SPECT e PET, foram medidos indivíduos destros e canhotos e as respectivas doses foram organizadas de acordo com a mão dominante de cada um: a mão que segura o frasco foi adotada como a mão não dominante e a mão que segura a seringa foi adotada como a mão dominante. Todos os indivíduos medidos durante a prática de injeção de radiofármacos eram destros, entretanto, apesar disso, um dos IOE monitorados manipulava a seringa principalmente com a mão esquerda no momento da injeção e outro, apesar de manipular com a mão direita, a mão esquerda, que auxilia no momento da injeção, ficava muito mais próxima do material radioativo que a mão da seringa. Nestes casos, foi adotada como mão dominante, aquela que empurra o êmbolo da seringa e, como mão não dominante, aquela que auxilia durante a injeção.

3.1.4. Análise dos resultados das medições

Para facilitar a análise e o processamento dos dados, foi utilizada a ferramenta MS Excel com diversas planilhas de cálculos. Após os cálculos, uma planilha com o resumo de todas as informações foi gerada (Figura 25), correlacionando os valores das doses medidas pelos dosímetros com os parâmetros registrados na Figura 24. A dose de cada dosímetro em $H_p(d)$ foi calculada usando-se a equação 6 e a incerteza expandida para $k=2$, conforme descrito no item 3.1.2.6. No caso das medições nas posições denominadas A até I (medições nas mãos), a grandeza utilizada foi o $H_p(0,07)$. No ponto J (tórax), foi medido o $H_p(10)$ e na posição K (testa), o $H_p(3)$.

Monitoração de Profissionais em Serviços de Medicina Nuclear										
Serviço: _____					Radionuclídeo: _____					
Data	Procedimento	# do dosímetro	Local	Posição na figura	Atividade (mCi)	Tempo de exposição	Função do profissional	Nome do profissional	Obs.	
	<input type="checkbox"/> Injeção <input type="checkbox"/> Preparação		Mão dominante	A - D					Blindagem: S () N () Tempo de experiência: anos Carga horária semanal: Mão dominante: () D () E Núm. de dias monitorados:	
				B - D						
				C - D						
				D - D						
				E - D						
				F - D						
				G - D						
				H - D						
				I - D						
				Mão não dominante	A - ND					
					B - ND					
					C - ND					
					D - ND					
					E - ND					
					F - ND					
					G - ND					
					H - ND					
					I - ND					
				Tórax	J					
				Cristalino	K					

Figura 24. Protocolo utilizado durante as medições nos IOE.

As 2 últimas colunas da planilha da Figura 25 são preenchidas com a dose média de um dia de trabalho e a estimativa extrapolada considerando 1 ano de trabalho. Na maior parte dos casos, a medição foi realizada em um dia inteiro de trabalho, sendo o valor da dose média por dia igual à própria medição. Quando isto não ocorreu, a dose média diária foi dividida pelo número (ou fração) de dias de monitoração. Para o cálculo da dose anual, o valor da dose média por dia foi multiplicado pelo número de dias de trabalho normal do IOE no SMN em 1 semana e, depois, pelo número de semanas trabalhadas em um ano.

Doses dos Profissionais nos Serviços de Medicina Nuclear												
Serviço: _____				Radionuclídeo: _____								
Data	Nome	Função	Proced.	Atividade (mCi)	Tempo de exposição (s)	Número dos TLDs	Número do dosímetro	Posição na figura	H _p (d) (mSv)	Incerteza H _p (d) (±) (mSv)	Dose média por dia (mSv)	Estimativa de dose anual (mSv)
			<input type="checkbox"/> Injeção <input type="checkbox"/> Preparação					A-D				
									B-D			
								C-D				
								D-D				
								E-D				
								I-D				
								A-ND				
								B-ND				
								C-ND				
								D-ND				
								E-ND				
								I-ND				
								J				
								K				
D = Mão dominante			ND= Não dominante									

Figura 25. Planilha utilizada para análise das doses de acordo com os parâmetros registrados durante as monitorações dos IOE.

Para facilitar a análise das distribuições das doses medidas, foram feitas tabelas (também com o MS Excel) com as faixas das doses medidas, sua média, sua mediana e seu 3º quartil para cada tipo de prática.

Durante a análise dos dados, foram também calculadas razões entre as doses medidas em pontos pré-determinados. As razões calculadas para os IOE durante a prática

de preparação e injeção dos radiofármacos em serviços de SPECT e PET foram as seguintes:

- a) valor medido no ponto que recebeu a maior dose na mão e o medido na base do mesmo dedo (onde pode ser colocado o anel dosimétrico),
- b) valor medido no ponto que recebeu maior dose na mão e o medido no punho da mesma mão (onde é utilizada a pulseira dosimétrica); e
- c) valor medido no cristalino e no tórax.

Em alguns pontos as razões não puderam ser calculadas, pois, para alguns IOE, alguns valores das medições ficaram abaixo do limite inferior de detecção do sistema.

Para comparação com outros trabalhos, foi realizada a normalização da dose medida em pontos pré-determinados pela atividade total manipulada (mSv/GBq). Na preparação em SMN com SPECT, foram utilizadas as atividades manipuladas e medidas no calibrador de dose, sem levar em consideração a atividade contida no frasco. Nos demais procedimentos (injeção em SPECT e fracionamento e injeção em PET), a soma de todas as atividades contidas na seringa foram as utilizadas na normalização.

3.2. Metodologia para análise dos dados de SMN extraídos do Sistema GDOSE

Os dados analisados nesta etapa do estudo foram todos extraídos do banco de dados do Sistema GDOSE do IRD/CNEN. A consulta das doses anuais foi feita para trabalhadores de SMN de todo o Brasil nos anos de 1987 a 2010.

As doses recebidas pelos IOE nos anos após 2010 não foram analisadas neste trabalho, pois o GDOSE ainda não continha todas as informações de dose. Ainda havia lacunas de informação de 2011 em diante. Dessa forma, só foram analisados os anos em que os registros das doses anuais foram considerados completos.

A tabela gerada na consulta para este trabalho, por meio de filtragem de dados armazenados no GDOSE, continha as seguintes informações para todas as instalações classificadas com a aplicação de MN: CPF do IOE, nome da instalação, cidade e estado onde a instalação está localizada, função do IOE, laboratório que fez a monitoração (SMIE), tipo de dosímetro (para extremidade: anel ou pulseira e para corpo inteiro: tórax), ano e valor da dose anual de cada IOE em cada instalação por tipo de dosímetro, entre outras.

Para separar e analisar os dados, foram utilizadas planilhas de MS Excel, principalmente as ferramentas "Tabela Dinâmica" e "Gráfico Dinâmico", onde os dados de

número de instalações, número de IOE e doses anuais foram analisados por: ano, região do país (estados), função dos IOE e tipo de dosímetro utilizado.

Como muitos profissionais trabalham em mais de um SMN, o número de doses de corpo inteiro registradas é maior do que o número de trabalhadores. Por esse motivo, em uma primeira análise, para números de CPF repetidos, foram somadas as doses de todos os locais onde o trabalhador atuava, com o objetivo de calcular a dose total recebida por cada IOE.

No banco de dados do Sistema GDOSE, os dosímetros de extremidade (pulseiras e anéis dosimétricos) foram cadastrados para a mão direita e esquerda. Entretanto muitos locais não levam em consideração a mão dominante do IOE no momento de solicitar os dosímetros, e o IOE usa na mão que achar conveniente. Por esse motivo, nesta análise do banco de dados, não foram feitas distinções entre dosímetros de extremidade direitos e esquerdos.

Os dados correspondentes às estimativas de doses efetivas (usando os valores de dose avaliados pelos dosímetros de tórax) acima de 100 mSv por ano foram desconsiderados, pois não correspondiam a valores reais de doses recebidas pelos IOE dos SMN. A experiência mostra que, normalmente, estes valores de doses são devidos a mau uso do dosímetro (esquecimento junto à fonte) ou contaminação. Entre 1987 e 2005 foram excluídos 11 valores de doses que variavam entre 103,7 mSv e 603,8 mSv por ano e entre 2006 e 2010, 4 valores, entre 108,5 mSv e 2144,2 mSv. Somente 3 valores de estimativas de doses equivalentes de extremidade (usando os valores de dose avaliados pelos dosímetros de extremidades: anel e pulseira) maiores que 500 mSv foram registrados: uma pulseira direita em 1999, com 598,42 mSv; um anel direito em 2004, com 764,60 mSv; e uma pulseira direita em 2009, com 700,20 mSv. Essas doses de extremidade foram mantidas na análise.

De maneira geral, as análises, utilizando a função tabela dinâmica, no MS Excel, foram realizadas de acordo com as 6 etapas seguintes:

- 1) ver quantidade de CPF para cada monitor, de acordo com o ano avaliado e tipo de monitor;
- 2) separar por regiões, funções, tipo de dosímetro e número de locais em que cada IOE trabalhava;
- 3) avaliar o número de serviços por ano e por região;
- 4) somar as doses para cada ano, região e tipo de dosímetro;

5) calcular as doses efetivas e doses equivalentes médias para função, por ano e por região;

6) agrupar as informações pesquisadas para elaboração de gráficos e histogramas que facilitem a análise dos dados e suas tendências.

Os dados de doses de tórax foram separados de acordo com a função do IOE e divididos nas classes de dose conforme a Tabela 9, com o auxílio da função histograma do Excel. O mesmo foi feito com os dados de extremidade, porém dividindo-os nas classes apresentadas na Tabela 10.

Tabela 9. Exemplo de tabela construída para análise dos dados de corpo inteiro.

Classe (mSv)	Frequência	Freq Rel %
0	539	38%
0 a 1	267	19%
1 a 6	420	30%
6 a 20	167	12%
>20	8	1%

Tabela 10. Exemplo de tabela construída para análise dos dados de extremidade.

Classe (mSv)	Frequência	Freq Rel %
0	15	38%
0 a 10	16	41%
10 a 50	7	18%
50 a 150	1	3%
150 a 500	0	0%
>500	0	0%

As funções contidas no banco de dados foram agrupadas em: Técnico de Medicina Nuclear/Farmacêutico (TMN), Enfermagem, Médico, Físicos e SPR (Físico) e outros. Na maioria dos SMN do Brasil, como não há a presença de um Farmacêutico, é o Técnico em MN quem realiza a manipulação e obtém as imagens dos pacientes. Em alguns locais, outros profissionais realizam a manipulação enquanto Biomédicos e Técnicos de imagem somente realizam as imagens dos exames. Por esse motivo, na classificação **TMN**, estão incluídos Técnicos em MN, Biólogos, Químicos, Biomédicos e Farmacêuticos. Na classificação **Enfermagem**, estão incluídos os Enfermeiros, Técnicos de Enfermagem e Auxiliares de Enfermagem. A classificação “outros” corresponde aos funcionários dos

setores administrativos e serviços gerais e, eventualmente, algum IOE sem função definida no banco.

Alguns dados do GDOSE, como número de SMN, por exemplo, foram comparados com estimativas da distribuição de habitantes no país realizada pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) no decorrer de alguns anos.

Para o cálculo da dose média, foram somadas as doses de todos os serviços em que cada profissional trabalhava (no caso dos profissionais que trabalhavam em mais de um SMN), de forma a obter-se a dose total anual de cada IOE.

As doses de tórax registradas no banco de dados para estimar a dose efetiva do IOE foram medidas em H_x , que atualmente é a grandeza operacional regulamentada no Brasil pelo IRD/CNEN para estimativa da dose efetiva de fótons (CNEN, 2011c). Mesmo não havendo uma padronização para dosimetria de extremidades no Brasil, as doses registradas de anel e pulseira foram consideradas como estimativa da dose equivalente de extremidade (mãos) do IOE.

3.3. Metodologia para comparação entre os dados do GDOSE e as medições nos SMN

A análise dos dados do GDOSE para o ano de 2010 foi compilada com as doses de TMN e Enfermagem para comparação com os dados das medições nos SMN. Para isso, foram organizados, em uma tabela, os valores máximos, médios, da mediana e 3º quartil da distribuição dos valores de dose registrados no GDOSE para os TMN e a equipe de Enfermagem e das medições realizadas nos procedimentos de preparação (TMN) e injeção em SPECT (Enfermagem). Como não há no GDOSE dados sobre o tipo de equipamento existente nos SMN, para fins de comparação, todos os SMN foram considerados como sendo de SPECT, que é o tipo de técnica mais frequente entre os SMN do Brasil. As doses registradas utilizadas para comparação foram as obtidas por monitores individuais dos tipos: anel, pulseira e tórax.

Para estimar a dose equivalente de extremidade (mão), foram realizadas multiplicações das doses extraídas do GDOSE para anéis e pulseiras pelos fatores de conversão estimados pelos resultados das razões: maior dose / dose na base do mesmo dedo e maior dose / dose no punho. Para as medições, foi considerado como dose equivalente de extremidade, o maior valor medido na mão de cada IOE, em $H_p(0,07)$. Estas serão apresentadas no item 4.1.4, considerando que os IOE registrados no GDOSE utilizam

o anel dosimétrico na base do dedo mais exposto e a pulseira, no punho da mão mais exposta.

Para estimar a dose equivalente de cristalino, foi utilizada a multiplicação do valor de estimativa de dose efetiva registrada no GDOSE, em H_x , pelo valor da razão entre as medições de $H_p(3)$ no cristalino e de $H_p(10)$ no tórax dos IOE de SPECT estudados.

4.1. Avaliação da distribuição de doses ocupacionais em algumas atividades de MN

Apesar de terem sido medidos até 9 pontos em cada uma das mãos (dominante e não dominante) dos IOE (Figura 16), apenas os resultados das medições em 6 pontos serão discutidos nos resultados: 5 pontos dos dedos, de A até E, que apresentaram as maiores doses nas mãos; e o ponto I, no pulso, que representa o local de uso das pulseiras dosimétricas. Os pontos F, G e H das mãos sempre são muito menos expostos que os pontos A a E e seus resultados não serão apresentados. Mesmo com doses sempre menores que as mãos, os valores medidos nos pontos J (tórax) e K (cristalino) sempre serão apresentados.

As medições foram realizadas e seus valores calculados, usando-se a metodologia descrita no item 3.1.2 deste documento. Todas as medições com TLD que forneceram valores acima do limite inferior de detecção apresentaram incertezas percentuais menores do que 50%, considerando um intervalo de confiança de 95%, o que foi considerado adequado para o trabalho. As incertezas expandidas calculadas variaram de 10 a 50% para doses menores que 0,1 mSv, de 5 a 30% para doses entre 0,1 e 1,0 mSv e de 5 a 15% para doses acima de 1,0 mSv.

Resultados com valores abaixo do limite inferior de detecção foram considerados como zero. A Tabela 11 apresenta um exemplo de resultados obtidos na medição de 6 pontos da mão dominante, tórax e cristalino de um IOE em um procedimento de injeção em um SMN com SPECT, incluindo-se o valor do F_n e do limite inferior de detecção para estas leituras; e os valores de kerma no ar e $H_p(d)$; com suas incertezas expandidas para 95% de grau de confiança. Todo o tratamento destes dados foi feito conforme descrito no item 3.1.4.

Tabela 11. Exemplo dos resultados obtidos na medição de um IOE durante o procedimento de injeção de MIBI-^{99m}Tc para cintilografia de miocárdio.

Fn=0,3423 mGy/mGy		Limite inferior de detecção = 0,005 mGy							
Ponto de utilização	mGy	Média (mGy)	Desvio padrão. (mGy)	Incerteza da média	Kerma no ar (mGy)	I(95%) kerma	Hp(d) (mSv)	U(95%) Hp(d)	U(95%) % Hp(d)
Controle da radiação de fundo	0,085	0,084	0,005	0,004	-	-	-	-	-
	0,088								
	0,080								
	0,077								
	0,082								
	0,093								
Dosímetros irradiados com 1 mGy	2,939	3,005	0,092	0,066	-	-	-	-	-
	3,027								
	2,920								
	2,868								
	3,074								
	3,004								
	3,149								
3,063									
A-D = polegar	0,419	0,439	0,032	0,080	0,121	0,027	0,131*	0,030	22,61%
	0,422								
	0,476								
B-D = indicador alto	0,620	0,607	0,012	0,029	0,179	0,010	0,193*	0,011	5,63%
	0,601								
	0,599								
C-D = indicador baixo	0,556	0,578	0,019	0,048	0,169	0,017	0,183*	0,018	9,79%
	0,589								
	0,590								
D-D = médio alto	0,466	0,452	0,018	0,045	0,126	0,015	0,136*	0,017	12,21%
	0,431								
	0,457								
E-D = médio baixo	0,416	0,423	0,008	0,019	0,116	0,007	0,125*	0,007	5,73%
	0,421								
	0,431								
Pulso	0,205	0,197	0,008	0,010	0,039	0,004	0,042*	0,004	9,51%
	0,195								
	0,187								
	0,206								
	0,193								
Tórax	0,190	0,189	0,009	0,011	0,036	0,004	0,041**	0,005	11,22%
	0,204								
	0,184								
	0,185								
	0,182								
Cristalino	0,146	0,136	0,011	0,014	0,018	0,005	0,020***	0,006	27,60%
	0,144								
	0,140								
	0,121								
	0,128								

(*) Hp(0,07) : F_c= 1,08 mSv/mGy

(**) Hp(10):F_c= 1,13 mSv/mGy

(***) Hp(3): F_c= 1,14 mSv/mGy

4.1.1. Serviço de SPECT

4.1.1.1. Preparação do radiofármaco


A Tabela 12 apresenta um resumo dos resultados obtidos com os TLD nas avaliações de dose durante a prática de preparação do radiofármaco por dia de trabalho. Na construção desta planilha, foram retirados os dados de um profissional, que acumulava pouco tempo de experiência (menos de 1 ano) e apresentou valores de dose muito superiores aos dos demais indivíduos analisados. As doses diárias estimadas para este IOE foram: no ponto A: 5,7 mSv; B: 10,34 mSv; C: 7,72 mSv; D: 7,57 mSv; E: 5,47 mSv e Tórax: 0,06 mSv, sendo todos os pontos de extremidade somente medidos na mão dominante. Para este indivíduo, a diferença entre a dose nos pontos medidos e a média das doses alcançavam valores maiores que 24 desvios padrão, enquanto que para os pontos de todos os outros indivíduos, essa diferença foi menor que 2 desvios padrão. A prática de manipulação deste IOE vem sendo aperfeiçoada no decorrer do tempo e, apesar de não haver medições para este trabalho nos momentos após a primeira medição, pôde-se observar, durante a rotina de trabalho, que as doses dele, registradas pelo dosímetro pessoal oficial, são equiparáveis, e até mais baixas que as doses dos demais IOE do setor, indicando que o tempo de experiência pode influenciar significativamente nas doses recebidas, já que o fracionamento das doses por profissionais mais experientes é feito com maior agilidade, podendo ser realizado, em média, até 3 vezes mais rápido que um profissional iniciante (com até 1 ano de experiência). Na Tabela 12 pode ser observada a grande variação entre os valores de dose medidos para cada ponto, incluindo tórax e cristalino, entre os diversos profissionais.

Não foi possível estimar alguns valores de dose obtidos com o dosímetro de tórax e cristalino, pois os resultados obtidos ficaram abaixo do limite de detecção do sistema de medição.

Nas Figuras 26 e 27, são mostrados alguns exemplos de manipulação de radiofármacos com as respectivas distribuições de dose diária nas mãos dominante e não dominante dos IOE durante a preparação do radiofármaco. Pode-se observar que existe uma diversidade de formas de posicionamento dos dedos, tanto na mão dominante, quanto na mão não dominante e, em consequência disso, há uma diversidade na distribuição das doses, dependendo de como o IOE segura o frasco e a seringa. Entretanto, na maior parte dos casos medidos (80%), os valores de $H_p(0,07)$ para a mão não dominante (mão que segura o frasco) foram maiores que os obtidos para a mão dominante (mão que manipula a seringa), mesmo para aqueles que utilizavam blindagem enquanto seguravam o frasco. Os pontos que receberam maior dose foram aqueles que se localizavam mais próximos às pontas dos dedos da mão não dominante, principalmente o dedo indicador (ponto B) e o

dedo médio (ponto D), com frequência de 60% e 40%, respectivamente. Não foi conseguida a foto de como todos os IOE manipulavam somente a seringa para acertar o volume do radiofármaco dentro da mesma, apenas do IOE-SPECT-3, por esse motivo, essa análise não foi realizada.

Tabela 12. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil dos dados analisados para IOE durante a prática de preparação de radiofármacos em SMN com SPECT.

SPECT - Preparação do radiofármaco - Faixa de dose por dia de trabalho						
Pontos medidos	A	B	C	D	E	I
Mão dominante						
Faixa de dose (mSv)	0,80-1,52	0,63-2,72	0,92-1,44	0,61-1,64	0,63-1,08	0,08-0,38
Média (mSv) *	1,07	1,41	1,13	1,11	0,82	0,21
Mediana (mSv)*	0,88	1,35	1,03	0,96	0,74	0,22
3º Quartil (mSv)*	1,20	1,68	1,23	1,55	0,91	0,26
Mão não dominante						
Faixa de dose (mSv)	0,72-2,62	1,12-6,46	0,91-3,40	0,64-6,79	0,59-3,43	0,10-0,38
Média (mSv)*	1,69	2,90	2,30	2,89	1,74	0,24
Mediana (mSv)*	1,72	2,20	2,44	2,67	1,47	0,23
3º Quartil (mSv)*	2,17	3,41	2,98	3,83	2,00	0,34
Pontos medidos	Tórax (j)	Cristalino (k)				
Faixa de dose (μ Sv)	0,00-24,86	0,00-15,84				
Média (μ Sv)*	7,24	11,00				
Mediana (μ Sv)*	7,12	11,98				
3º Quartil (μ Sv)*	8,36	15,76				

* Retirado valor de dose de uma estagiária (valor discrepante)

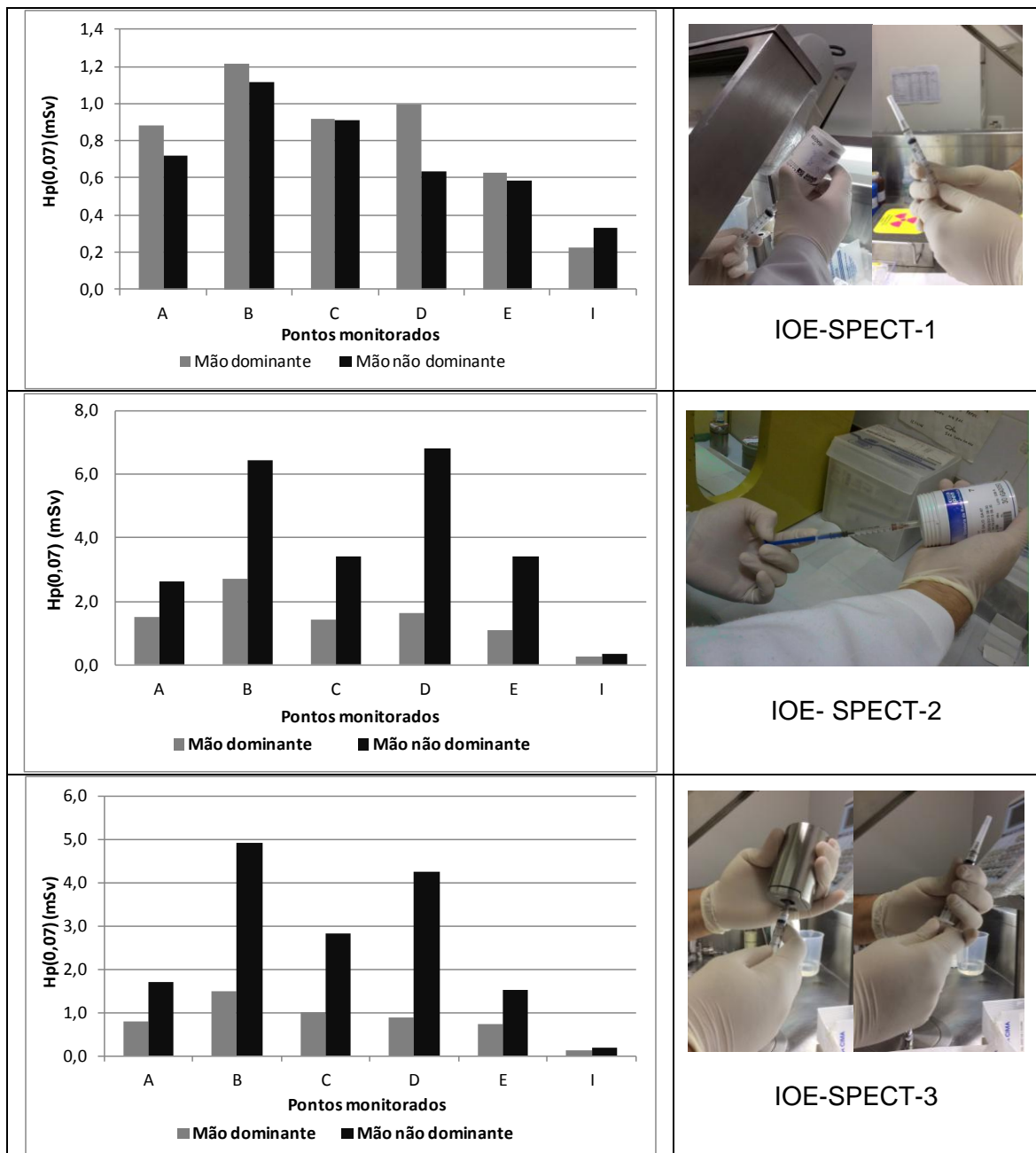


Figura 26. Foto das mãos dos IOE-SPECT-1, 2 e 3 durante a prática de preparação do radiofármaco em serviços com SPECT e a distribuição dos valores de $H_p(0,07)$ recebidos em suas mãos dominante e não dominante neste procedimento.

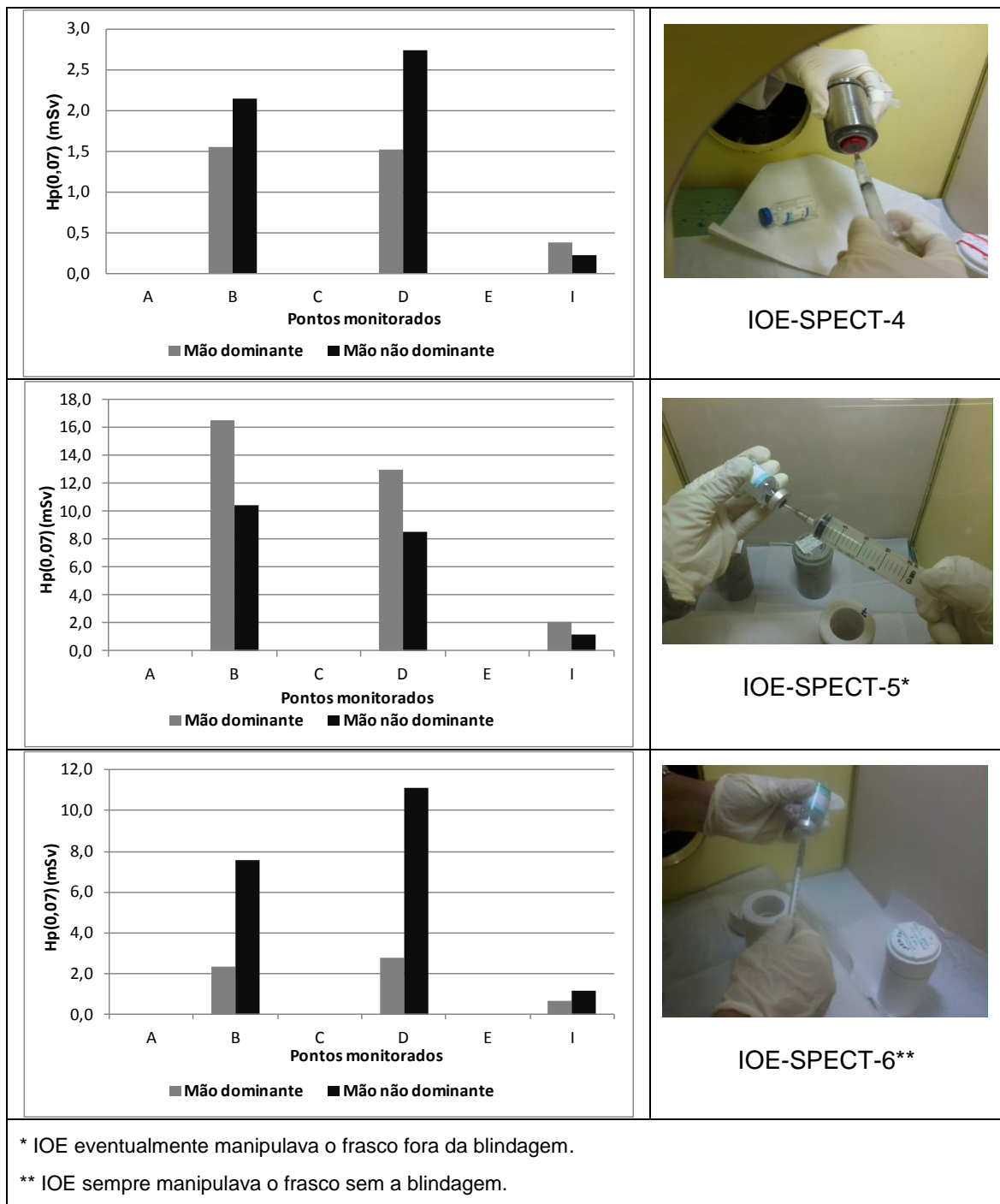



Figura 27. Foto das mãos dos IOE-SPECT-4, 5 e 6 durante a prática de preparação do radiofármaco em serviços com SPECT e a distribuição dos valores de $H_p(0,07)$ recebidos em suas mãos dominante e não dominante neste procedimento.

Na Tabela 13 são apresentadas estimativas de doses anuais para IOE durante a prática de preparação dos radiofármacos que poderiam ser recebidas em SMN com SPECT, com base na carga semanal de trabalho, descontando-se o período de férias, como descrito no item 3.1.4. Assim como na tabela anterior, na construção dessa planilha, foram retirados os dados do profissional que apresentou valores de dose muito superiores aos valores de todos os demais indivíduos analisados.

Tabela 13. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil das estimativas de dose anuais para IOE durante a prática de preparação de radiofármacos em SMN com SPECT.

SPECT - Preparação do radiofármaco - Estimativa de dose anual						
Pontos medidos	A	B	C	D	E	I
Mão dominante						
Faixa de dose (mSv)	81,87-140,49	58,26 - 286,83	85,14 - 142,39	58,98 - 226,00	57,95 - 102,61	10,77 - 52,97
Média (mSv) *	111,05	169,82	120,17	134,96	86,88	25,85
Mediana (mSv)*	110,80	162,19	132,99	126,89	100,09	22,50
3º Quartil (mSv)*	125,65	224,95	137,69	166,64	101,35	31,82
Mão não dominante						
Faixa de dose (mSv)	66,80 - 242,96	103,58 - 684,32	84,00 - 393,48	58,91 - 628,25	54,43 - 317,37	11,31 - 52,47
Média (mSv)*	182,68	335,40	245,31	343,29	178,57	27,98
Mediana (mSv)*	238,29	292,32	314,85	310,37	210,76	29,50
3º Quartil (mSv)*	240,63	351,26	334,50	532,45	237,42	31,58
Pontos medidos	Tórax (j)	Cristalino (k)				
Faixa de dose (mSv)	0,00-3,45	0,00-2,61				
Média (mSv)*	0,92	1,37				
Mediana (mSv)*	0,68	1,48				
3º Quartil (mSv)*	1,00	1,67				

*Retirado valor de dose de uma estagiária (valor discrepante)


Analisando os dados de cada IOE monitorado, pode-se observar que os pontos que receberam maior dose da mão não dominante (pontos B e D) de alguns IOE poderiam ultrapassar o limite de dose anual para extremidade de 500 mSv (CNEN,2014). No ponto onde normalmente são utilizadas pulseiras dosimétricas (ponto I), mesmo as doses mais altas estimadas apresentam valores muito distantes do limite de dose e, claramente, não representam o ponto mais exposto. Fazendo a mesma estimativa para dose efetiva e dose de cristalino, observa-se que mesmo o maior valor de dose estimado está muito abaixo do

limite de dose para esses pontos (limite anual médio de 20 mSv em 5 anos, tanto para dose efetiva quanto para dose equivalente de cristalino, podendo atingir no máximo 50 mSv em um destes anos) (CNEN,2014).

4.1.1.2. Injeção do radiofármaco

A Tabela 14 apresenta um resumo dos resultados obtidos (faixas de dose dos dados mensuráveis, média e mediana dos dados medidos) com os TLD nas avaliações de dose durante a prática de injeção do radiofármaco por dia de trabalho em SMN com SPECT. Nesses dados, pode-se observar uma grande variação entre os valores de dose medidos para cada ponto, incluindo tórax e cristalino, entre os diversos profissionais. Ao contrário da preparação, na prática de injeção de radiofármacos em SPECT foi possível estimar todos os valores de dose obtidos com o dosímetro de tórax e cristalino.

Tabela 14. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil dos dados analisados para IOE durante a injeção de radiofármacos em SMN com SPECT.


SPECT - Injeção do radiofármaco- Faixa de dose por dia de trabalho						
Pontos medidos	A	B	C	D	E	I
Mão dominante						
Faixa de dose (mSv)	0,03-0,50	0,05-0,90	0,04-0,50	0,04-0,52	0,03-0,3	0,02-0,06
Média (mSv)	0,22	0,41	0,29	0,23	0,18	0,04
Mediana (mSv)	0,13	0,30	0,31	0,21	0,19	0,04
3º Quartil (mSv)	0,34	0,59	0,45	0,23	0,25	0,05
Mão não dominante						
Faixa de dose (mSv)	0,23-0,43	0,35-1,20	0,23-0,24	0,31-0,83	0,24-0,39	0,07-0,14
Média (mSv)	0,22	0,33	0,24	0,32	0,32	0,06
Mediana (mSv)	0,23	0,35	0,24	0,31	0,32	0,07
3º Quartil (mSv)	0,25	0,40	0,24	0,41	0,36	0,07
Pontos medidos	Tórax (j)	Cristalino (k)				
Faixa de dose (μ Sv)	11,29-40,61	11,14-21,40				
Média (μ Sv)	28,93	17,88				
Mediana (μ Sv)	36,67	21,11				
3º Quartil (μ Sv)	40,00	21,25				

Na Figura 28, são mostrados exemplos de injeção de radiofármacos com as respectivas distribuições de dose diária nas mãos dominante e não dominante dos IOE

durante essa prática. Pode-se observar que existe uma diversidade de formas de posicionamento dos dedos nas mãos dominante e na não dominante e, em consequência disso, há uma diversidade na distribuição das doses, dependendo de como o IOE manipula a seringa. Apesar de terem sido realizadas medições em poucos IOE, na maior parte dos casos os valores de $H_p(0,07)$ para a mão dominante foram maiores que os obtidos para a mão não dominante, com apenas um caso em que os dedos da mão não dominante do IOE tinham contato mais próximo com o volume do radiofármaco contido no interior da seringa do que os dedos da mão dominante. Os pontos que frequentemente receberam maior dose foram os mais próximos às pontas dos dedos da mão dominante, principalmente do dedo indicador (ponto B) (com 80%). Em nenhum dos SMN de SPECT monitorados eram utilizadas blindagens durante a injeção, apenas no transporte da seringa (Figura 11).

Na Tabela 15 são apresentadas estimativas de doses anuais dos IOE monitorados durante a prática de injeção de radiofármacos de SMN com SPECT.

Tabela 15. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil das estimativas de dose anuais para IOE durante a prática de injeção de radiofármacos em SMN com SPECT.

SPECT - Injeção do radiofármaco - Estimativa de dose anual						
Pontos medidos	A	B	C	D	E	I
Mão dominante						
Faixa de dose (mSv)	4,29-71,57	7,16-128,83	5,73-71,57	5,73-74,43	4,29-42,94	3,05-8,59
Média (mSv)	31,31	57,33	40,87	31,89	24,72	5,76
Mediana (mSv)	18,22	41,59	43,10	28,79	25,81	5,82
3º Quartil (mSv)	47,59	82,24	63,52	31,66	34,74	6,45
Mão não dominante						
Faixa de dose (mSv)	21,45-39,33	27,89-62,28	32,16-33,90	22,21-69,43	33,57-54,73	5,42-9,99
Média (mSv)	30,75	46,18	33,03	45,09	44,15	8,19
Mediana (mSv)	31,48	48,38	33,03	43,63	44,15	9,16
3º Quartil (mSv)	35,40	55,33	33,46	56,53	49,44	9,58
Pontos medidos	Tórax (j)	Cristalino (k)				
Faixa de dose (mSv)	1,62-5,73	1,55-2,97				
Média (mSv)	4,06	2,48				
Mediana (mSv)	5,09	2,93				
3º Quartil (mSv)	5,64	2,95				

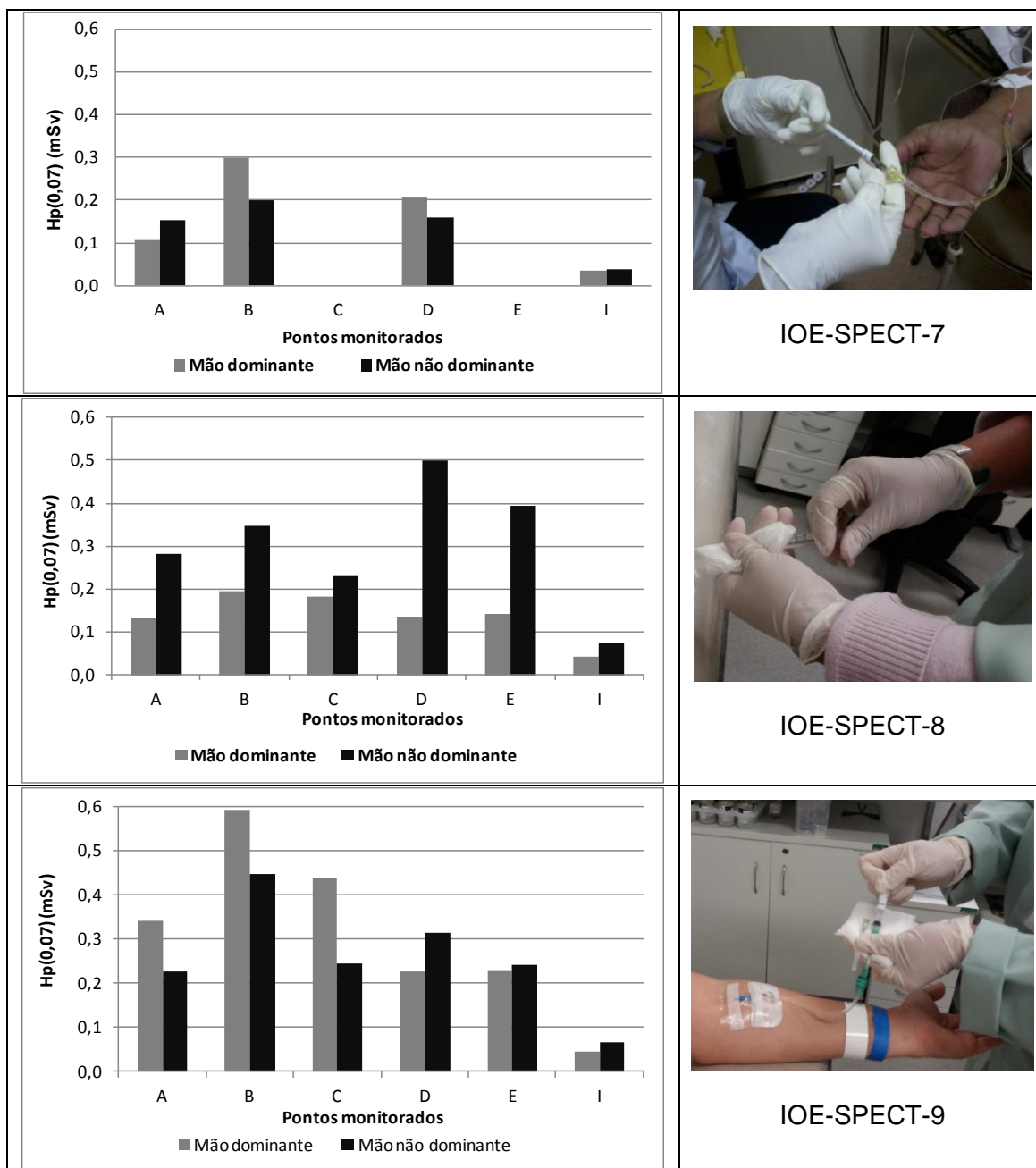


Figura 28. Distribuição dos valores de $H_p(0,07)$ nas mãos dominante e não dominante de IOE durante a prática de injeção do radiofármaco em SMN com SPECT.

4.1.1.3. Comparação entre preparação e injeção em SMN de SPECT

Nas mãos, as doses diárias recebidas durante a preparação do radiofármaco em SMN com SPECT foram maiores do que na prática de injeção e, em alguns pontos, chegando a valores aproximadamente 10 vezes maiores (comparação entre os valores médios de dose estimados para cada ponto).

Os valores de dose no tórax (estimativa de dose efetiva) e de cristalino durante a preparação são normalmente menores do que na injeção, o que já era esperado devido à

presença de blindagem no anteparo que protege o tórax e no visor que protege o cristalino durante a preparação, que não estão presentes durante a injeção.

Após treinamento adequado e aplicação das boas práticas, observou-se que o tempo de experiência dos IOE não foi um fator determinante na magnitude da dose recebida, mas sim o tempo de manipulação e a atividade manipulada, tanto na preparação quanto na injeção.

Não foi obtido um resultado conclusivo para a comparação entre a presença e ausência de blindagens em frascos e seringas nos procedimentos de preparação e injeção de radiofármacos em SMN, pois as medições não foram realizadas nas mesmas condições (IOE, formas diferentes de manipulação, tempos e atividades diferentes, geometria diferente, etc.).

4.1.2. Serviço de PET

4.1.2.1. Fracionamento do radiofármaco


A Tabela 16 apresenta um resumo dos resultados obtidos (faixas de dose dos dados mensuráveis, média e mediana dos dados medidos) com os TLD nas avaliações de dose durante a prática de fracionamento do radiofármaco para ser injetado por dia de trabalho em serviços de PET. Nessa tabela pode ser observada a grande variação entre os valores de dose medidos para cada ponto, incluindo tórax e cristalino, entre os diversos profissionais.

Não foi possível estimar alguns valores de dose efetiva, pois os resultados obtidos foram abaixo do limite inferior de detecção do sistema. Por problemas de disponibilidade, foram medidas as mãos não dominantes de apenas 2 IOE, tendo apenas uma medição em alguns pontos (C, E, F, G e H). Por esse motivo, os valores médios de mão não dominante não são representativos das doses, apesar de estarem listados na Tabela 16.

Na Figura 29, são mostrados alguns exemplos de manipulação de radiofármacos com as respectivas distribuições de dose diária nas mãos dominante e não dominante dos IOE, durante a preparação do radiofármaco. Pode-se observar que existe uma diversidade de formas de posicionamento dos dedos, tanto na mão dominante, quanto na mão não dominante e, em consequência disso, há uma diversidade na distribuição das doses, dependendo de como o IOE segura a seringa. Mesmo assim, em todos os casos medidos, os valores de $H_p(0,07)$ para a mão dominante foram maiores que os obtidos para a mão não dominante, o que já era esperado, pois durante o fracionamento das doses, o frasco fica armazenado dentro de um suporte blindado, sendo a mão não dominante somente uma mão

auxiliar no processo. Os pontos que receberam maior dose foram aqueles que se localizavam mais próximos às pontas dos dedos, principalmente o dedo indicador (ponto B).

Tabela 16. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil dos dados analisados para IOE durante a prática de preparação de radiofármacos em serviços de PET.

PET - Preparação - Faixa de dose por dia de trabalho						
Pontos medidos	A	B	C	D	E	I
Mão dominante						
Faixa de dose (mSv)	0,08-4,14	0,16-3,99	0,12-3,55	0,10-4,01	0,07-3,64	0,2-1,37
Média (mSv)	1,77	2,06	1,96	1,71	1,76	0,65
Mediana (mSv)	1,44	2,04	2,21	1,36	1,57	0,39
3º Quartil (mSv)	2,38	2,83	2,88	2,21	2,61	0,88
Mão não dominante						
Faixa de dose (mSv)	0,29-2,61	0,42-3,76	4,06	0,37-2,70	2,80	0,07-0,86
Média (mSv)	1,45	2,09	4,06	1,54	2,80	0,47
Mediana (mSv)	1,45	2,09	4,06	1,54	2,80	0,47
3º Quartil (mSv)	2,03	2,92	4,06	2,12	2,80	0,66
Pontos medidos	Tórax (j)	Cristalino (k)				
Faixa de dose (μ Sv)	0,00-27,05	23,03-55,23				
Média (μ Sv)	11,31	39,13				
Mediana (μ Sv)	6,88	39,13				
3º Quartil (μ Sv)	16,97	47,18				

Para o IOE-PET-2, os pontos A, B, C, D e E receberam doses semelhantes, pois, nos IOE monitorados, todos os dedos ficaram muito próximos uns os outros durante a manipulação.

Na Tabela 17 são apresentadas estimativas de doses anuais projetadas para estes IOE monitorados durante a prática de preparação de radiofármacos em serviços de PET.

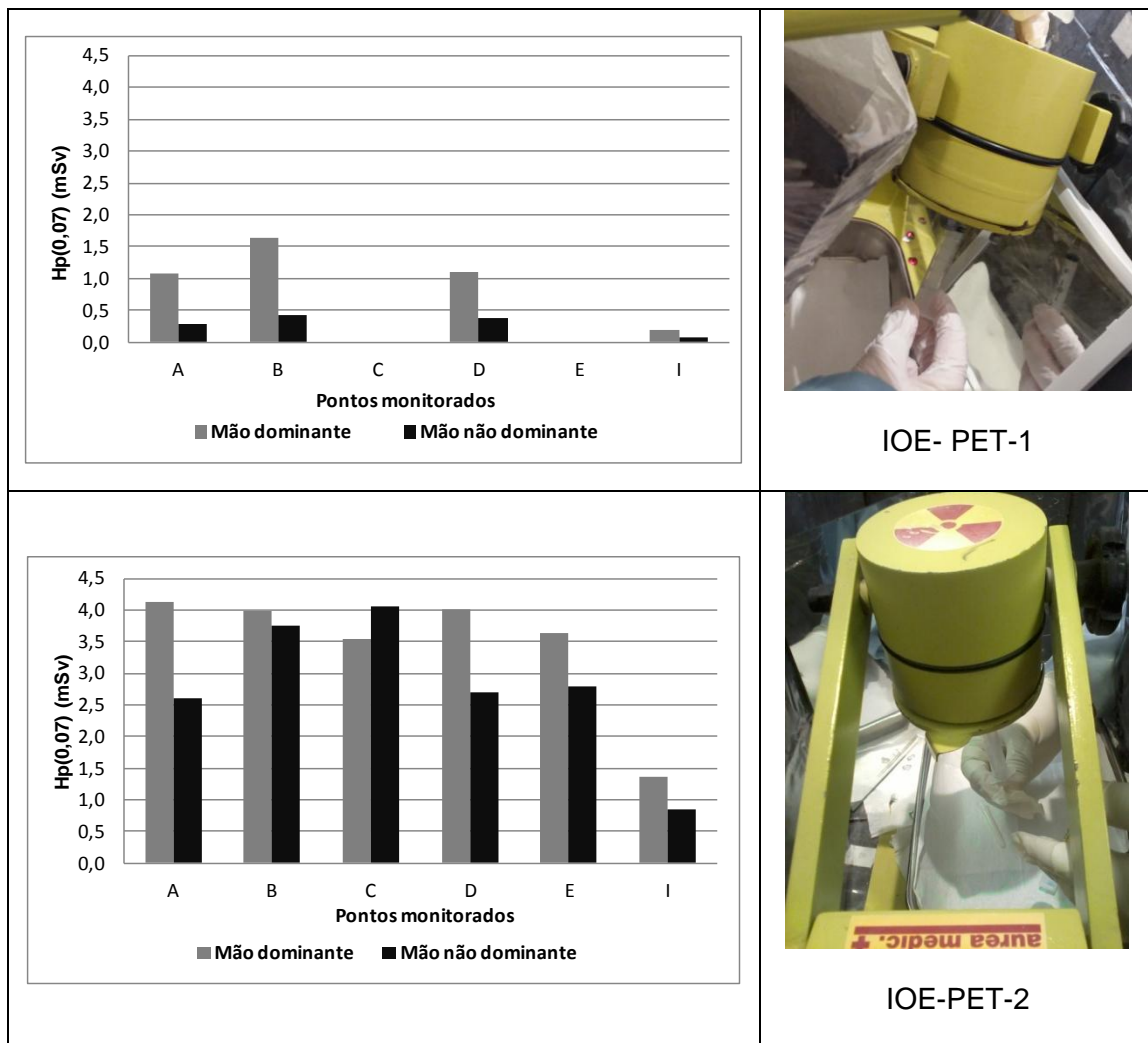



Figura 29. Distribuição dos valores de $H_p(0,07)$ nas mãos dominante e não dominante de IOE durante a preparação do radiofármaco em serviços de PET.

Durante a análise dos dados, pode ser observado que, no fracionamento de doses para uma média de 8 pacientes por dia de trabalho, nenhum dos pontos monitorados ultrapassaria o limite de dose anual para extremidade de 500 mSv (CNEN,2014), mas muitos pontos de ambas as mãos chegam próximos a 400 mSv, principalmente os dedos polegar, indicador e médio. Em um dos IOE monitorados, todos os dedos medidos tiveram doses acima de 150 mSv, que corresponde a 3/10 do limite de dose para extremidade de 500 mSv por ano (CNEN,2014). No ponto onde normalmente são utilizadas pulseiras dosimétricas (ponto I), mesmo as doses mais altas estimadas apresentam valores muito distantes do limite de dose e, claramente, não representam o ponto mais exposto. Fazendo a mesma estimativa para dose efetiva e dose de cristalino, observa-se que mesmo o maior valor de dose estimado está muito abaixo do limite de dose para esses pontos (CNEN,2014).


Tabela 17. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil das estimativas de dose anuais para IOE durante a prática de preparação do radiofármaco em serviços de PET.

PET - Preparação do radiofármaco - Estimativa de dose anual						
Pontos medidos	A	B	C	D	E	I
Mão dominante						
Faixa de dose (mSv)	7,79-394,93	15,40-380,65	11,11-338,44	9,87-382,45	7,13-347,65	19,36-130,57
Média (mSv)	169,29	196,24	186,78	163,02	168,31	62,31
Mediana (mSv)	137,21	194,45	210,80	129,87	150,14	36,98
3º Quartil (mSv)	226,72	270,25	274,62	210,98	248,90	83,78
Mão não dominante						
Faixa de dose (mSv)	27,94-248,64	39,86-358,37	387,86	35,27-257,83	267,42	6,82-82,14
Média (mSv)	138,29	199,11	387,86	146,55	267,42	44,48
Mediana (mSv)	138,29	199,11	387,86	146,55	267,42	44,48
3º Quartil (mSv)	193,46	278,74	387,86	202,19	267,42	63,31
Pontos medidos	Tórax (j)	Cristalino (k)				
Faixa de dose (mSv)	0,00-2,58	2,20-5,27				
Média (mSv)	1,08	3,73				
Mediana (mSv)	0,66	3,73				
3º Quartil (mSv)	1,62	4,50				

4.1.2.2. Injeção do radiofármaco

A Tabela 18 apresenta um resumo dos resultados obtidos (faixas de dose dos dados mensuráveis, média e mediana dos dados medidos) com os TLD nas avaliações de dose durante a prática de injeção do radiofármaco por dia de trabalho em serviços de PET. Nesses dados, pode-se observar uma grande variação entre os valores de dose medidos para cada ponto, incluindo tórax e cristalino, entre os diversos profissionais. Durante a prática de injeção de radiofármacos em PET, somente não foi possível medir um valor de dose obtido com o dosímetro de tórax, pois os resultados foram muito baixos, sendo muito próximos dos valores de medição da radiação de fundo e apresentando valores de incerteza iguais ou maiores que os respectivos valores medidos. Assim como na preparação, foram medidas as mãos não dominantes de apenas 2 IOE, tendo apenas uma medição em alguns pontos (C, E, F, G e H). Por esse motivo, os valores médios de mão não dominante não são representativos das doses, apesar de estarem listados na Tabela 18.

Tabela 18. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil dos dados analisados para IOE durante a prática de injeção de radiofármacos em serviços de PET.

PET - Injeção - Faixa de dose por dia de trabalho						
Pontos medidos	A	B	C	D	E	I
Mão dominante						
Faixa de dose (mSv)	0,01-1,39	0,13-2,15	0,03-1,70	0,04-1,40	0,02-1,01	0,14-0,17
Média (mSv)	0,73	1,05	0,83	0,76	0,54	0,15
Mediana (mSv)	0,94	1,13	0,80	1,04	0,56	0,15
3º Quartil (mSv)	1,29	1,68	1,43	1,18	0,99	0,16
Mão não dominante						
Faixa de dose (mSv)	0,48-0,79	1,27-1,29	0,64	0,82-0,91	0,56	0,12-0,16
Média (mSv)	0,63	1,28	0,64	0,86	0,56	0,14
Mediana (mSv)	0,63	1,28	0,64	0,86	0,56	0,14
3º Quartil (mSv)	0,71	1,29	0,64	0,89	0,56	0,15
Pontos medidos	Tórax (j)	Cristalino (k)				
Faixa de dose (μ Sv)	0,00-68,08	23,48-46,79				
Média (μ Sv)	32,33	35,13				
Mediana (μ Sv)	39,82	35,13				
3º Quartil (μ Sv)	43,59	40,96				

Todos os indivíduos medidos durante a prática de injeção de radiofármacos em serviços de PET empurravam o êmbolo da seringa com a mão direita, sendo essa mão adotada como a mão dominante para todos os IOE monitorados. A mão esquerda somente auxiliava no momento da injeção, já que a blindagem utilizada era pesada, conforme pode ser observado na Figura 30.

Na Figura 30 são mostrados alguns exemplos de injeção de radiofármacos com as respectivas distribuições de dose diária ($H_p(0,07)$) nas mãos dominante e não dominante dos IOE durante essa prática em SMN de PET. Pode-se observar que existe uma diversidade de formas de posicionamento dos dedos, tanto na mão dominante, quanto na mão não dominante e, em consequência disso, há uma diversidade na distribuição das doses, dependendo de como o IOE manipula a seringa.

Em geral, durante a injeção do radiofármaco, os valores obtidos para a mão dominante foram maiores que os obtidos para a mão não dominante, apesar de haver IOE com doses maiores na mão não dominante em alguns pontos, devido às varias formas de posicionamento da seringa e das mãos no momento da injeção. Nos serviços de PET

monitorados sempre era utilizada blindagem na seringa durante o transporte desta até o paciente e no momento da injeção (Figura 30). O ponto que recebeu maior dose frequentemente foi o mais próximo à ponta do dedo indicador da mão dominante (ponto B).

Apesar de terem sido realizadas medições em poucos IOE, na maior parte dos casos, os valores de $H_p(0,07)$ para a mão dominante foram maiores que os obtidos para a mão não dominante. Os pontos que frequentemente receberam maior dose foram aqueles que se localizavam mais próximos às pontas dos dedos da mão dominante, principalmente do dedo indicador (ponto B).

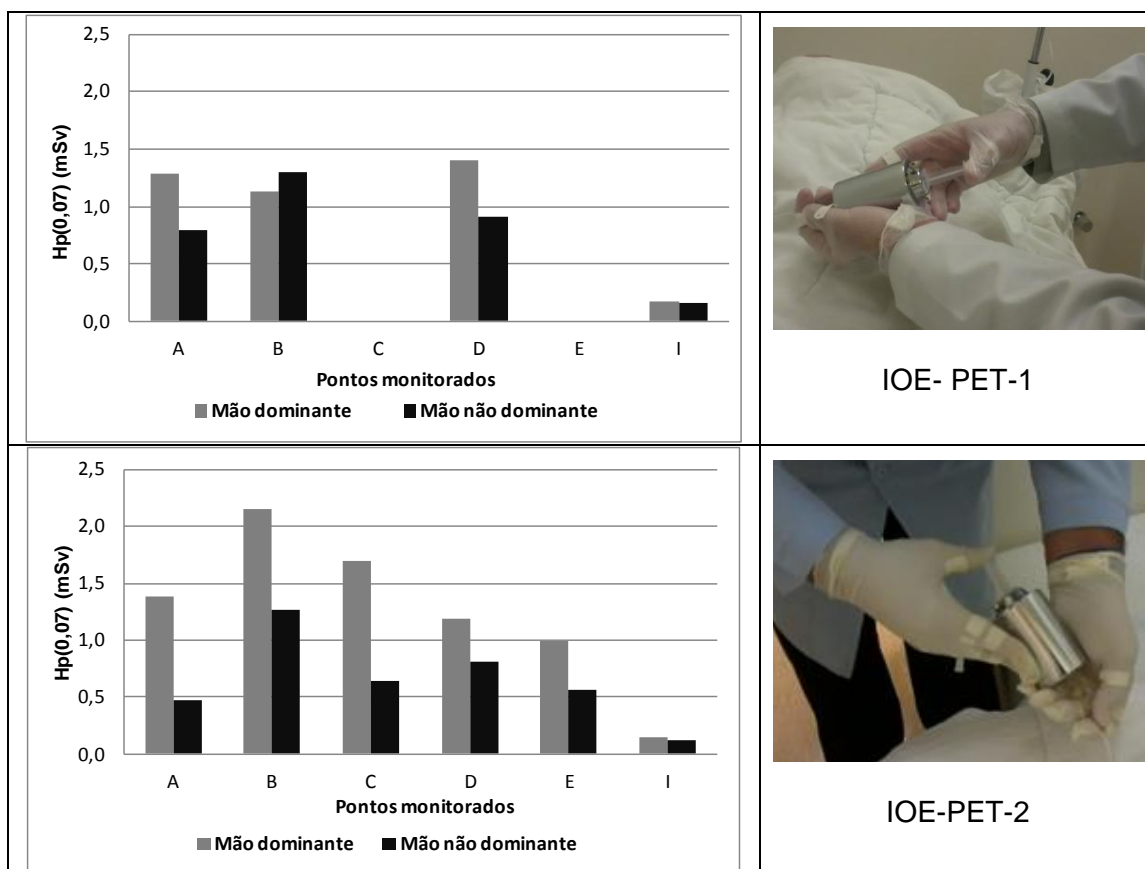



Figura 30. Distribuição dos valores de $H_p(0,07)$ nas mãos dominante e não dominante de IOE durante a prática de injeção do radiofármaco em serviços de PET.

Na Tabela 19 são apresentadas estimativas de doses anuais projetadas para os IOE monitorados durante a prática de injeção de radiofármacos em serviços de PET.

Tabela 19. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil das estimativas de dose anuais para IOE durante a prática de injeção do radiofármaco em serviços de PET.

PET - Injeção dos radiofármacos - Estimativa de dose anual						
Pontos medidos	A	B	C	D	E	I
Mão dominante						
Faixa de dose (mSv)	0,93-132,38	12,20-204,84	2,76-162,04	3,61-133,42	2,33 - 96,70	13,47-16,70
Média (mSv)	69,51	100,43	79,28	72,40	51,71	14,70
Mediana (mSv)	89,54	107,87	76,16	99,54	53,92	13,92
3º Quartil (mSv)	123,20	160,77	136,58	112,98	94,84	15,31
Mão não dominante						
Faixa de dose (mSv)	45,56-75,49	121,08-123,36	61,09	77,85-86,69	53,82	11,62-15,56
Média (mSv)	60,53	122,22	61,09	82,27	53,82	13,59
Mediana (mSv)	60,53	122,22	61,09	82,27	53,82	13,59
3º Quartil (mSv)	68,01	122,79	61,09	84,48	53,82	14,58
Pontos medidos	Tórax (j)	Cristalino (k)				
Faixa de dose (mSv)	0,00-6,50	2,24-4,47				
Média (mSv)	3,09	3,35				
Mediana (mSv)	3,80	3,35				
3º Quartil (mSv)	4,16	3,91				

Durante a prática de injeção em PET, nenhum dos pontos monitorados ultrapassaria o limite de dose anual para extremidade de 500 mSv (CNEN,2014), sendo todos os valores estimados menores que 250 mSv. No ponto onde normalmente são utilizadas pulseiras dosimétricas (ponto I), mesmo as doses mais altas estimadas apresentam valores muito distantes do limite de dose.


Fazendo a mesma estimativa para dose efetiva e dose de cristalino, observa-se que mesmo o maior valor de dose estimado está muito abaixo do limite de dose para esses pontos (CNEN,2014).

4.1.2.3. Preparação + Injeção do radiofármaco

No caso dos 2 SMN de PET avaliados, os IOE que fracionavam o radiofármaco eram os mesmos que injetavam no acesso do paciente. Para estimar a dose total que poderia ser recebida pelos IOE, foi realizado um somatório das contribuições das doses nas duas

etapas (preparação e injeção). A Tabela 20 apresenta as faixas de valores estimados, média e mediana da dose anual total que poderia ser recebida por estes IOE.

Tabela 20. Faixa de dose, média, mediana e 3º quartil das estimativas de dose anuais para IOE durante a prática de preparação + injeção do radiofármaco em serviços de PET.

PET - Preparação + injeção de radiofármacos - Estimativa de dose anual						
Pontos medidos	A	B	C	D	E	I
Mão dominante						
Faixa de dose (mSv)	9,30-527,31	27,60-585,49	13,87-500,47	13,48-495,43	9,46-441,88	36,06-144,49
Média (mSv)	255,94	317,66	284,41	250,40	232,73	77,00
Mediana (mSv)	243,58	328,77	338,89	246,35	246,84	50,46
3º Quartil (mSv)	326,97	442,04	419,68	313,88	344,36	97,47
Mão não dominante						
Faixa de dose (mSv)	103,43-294,20	163,22-479,45	448,95	121,96-335,68	321,24	22,38-93,76
Média (mSv)	198,81	321,33	448,95	228,82	321,24	58,07
Mediana (mSv)	198,81	321,33	448,95	228,82	321,24	58,07
3º Quartil (mSv)	246,51	400,39	448,95	282,25	321,24	75,92
Pontos medidos	Tórax (j)	Cristalino (k)				
Faixa de dose (mSv)	0,09-7,15	6,66-7,51				
Média (mSv)	4,45	7,09				
Mediana (mSv)	5,27	7,09				
3º Quartil (mSv)	6,57	7,30				

Observou-se que um dos IOE monitorados ultrapassaria o limite de dose anual de 500 mSv (CNEN,2014) nos pontos A, B e C e, praticamente, alcançaria o limite de dose nos pontos D da mão dominante (495,43 mSv/ano) e B da mão não dominante (479,45 mSv/ano). Três dos quatro IOE monitorados durante as duas etapas ultrapassariam o valor de 150 mSv/ano (correspondente a 3/10 do limite de dose anual) do ponto A ao ponto E da mão dominante e do ponto A ao C da mão não dominante. Apenas um dos IOE monitorados teria dose próxima a 150 mSv no punho da mão dominante. Todos os demais teriam doses inferiores. Entretanto, é sabido que o valor de dose de punho subestima a dose no ponto mais exposto.

4.1.2.4. Comparação entre preparação e injeção em serviços de PET

Nas mãos, as doses diárias recebidas durante a preparação do radiofármaco em serviços de PET foram maiores do que na etapa de injeção e, em alguns pontos, chegando a valores de aproximadamente 6,5 vezes maiores (comparação entre os valores médios de dose estimados para cada ponto).

No caso da preparação, o tórax é blindado pelo anteparo na frente da bancada de manipulação, sendo sua dose ainda menor do que na injeção, onde não existe blindagem adicional. O valor de dose estimada para o cristalino durante a preparação é ligeiramente maior que na injeção (1,1 vezes), mesmo com a existência de um visor plumbífero.

Observou-se que o tempo de experiência dos IOE não foi um fator determinante na magnitude da dose recebida, mas sim o tempo de manipulação e a atividade manipulada.

Tanto no PET, quanto em SMN com SPECT, como já esperado, as doses de tórax, avaliadas em cada procedimento, tanto na preparação quanto na injeção, foram muito menores do que nas mãos. A dose nos dedos, durante a preparação, é duas ordens de grandeza maior do que no tórax, e no procedimento de injeção, uma ordem. Neste caso, a monitoração individual de extremidade adicionalmente ao monitor de tórax é sempre recomendável, além de obrigatória após revisão da Norma CNEN NN 3.05 (CNEN,2013).

4.1.3. Comparação entre dados de dosimetria ocupacional externa de SPECT e PET

As doses obtidas por TMN na etapa de preparação em SMN com SPECT foram maiores que em serviços de PET em alguns pontos da mão não dominante. A mão dominante, que é a mão que manipula a seringa, apresentou doses maiores para serviços de PET do que para SMN com SPECT, mesmo com atividades menores e menor manipulação do material radioativo, já que em serviços PET o radiofármaco já vem pronto, somente precisando ser fracionado.

As doses efetiva e de cristalino também foram maiores para o PET durante a preparação. Nas práticas de injeção, apesar de o TMN utilizar protetor na seringa, os valores de dose obtidos no PET são maiores que os obtidos no SMN com SPECT, tanto na mão quanto no tórax e cristalino.

Tanto para SMN com SPECT quanto com PET, os resultados deste trabalho indicam que a monitoração individual específica para o cristalino pode não ser necessária, pois o valor de dose de cristalino é da mesma ordem de grandeza da dose medida no tórax. Em

SMN de SPECT e PET onde são aplicadas as boas práticas de proteção radiológica, a dose de cristalino parece ser mais dependente da estrutura da radiofarmácia (tipo de bancada, posição da câmara de ionização do calibrador de dose sobre ou sob a bancada, equivalência em chumbo do visor de proteção da bancada.) do que dependente do operador e carga de trabalho. Em casos específicos, um estudo da dose no cristalino pode ser indicado.

4.1.4. Razões entre doses ocupacionais externas para mãos, cristalino e tórax

As Tabelas 21 a 25 apresentam os valores mínimos e máximos, média, mediana, terceiro quartil das razões entre alguns pontos, tais como: o ponto que recebeu maior dose e a base do dedo da mesma mão (onde pode ser colocado o anel dosimétrico), o ponto que recebeu maior dose e o punho da respectiva mão (onde é utilizada a pulseira dosimétrica) e entre o cristalino e o tórax, obtidas nos procedimentos avaliados. Em alguns pontos, as razões não puderam ser calculadas, por falta de medição ou valor zero.

Na Tabela 21, comparando-se as razões entre as doses recebidas no ponto que frequentemente recebeu a maior dose (ponto B ou D - próximo à ponta do dedo indicador) e a base do mesmo dedo (ponto C ou E), para os TMN durante a prática de preparação dos radiofármacos em serviços de SPECT, observa-se que, em média, o ponto B recebe dose 1,68 vezes maior que o ponto C. E estes valores não variaram muito, ficando entre 1,32 e 2,00. Estes resultados indicam que o valor da dose equivalente na mão é da mesma ordem de grandeza do valor medido por anéis utilizados na base do dedo mais exposto.

Tabela 21. Análise das razões entre alguns pontos monitorados para IOE durante a prática de preparação de radiofármacos em SMN com SPECT.

SPECT - Preparação			
	Ponto de maior dose (mão) / base do mesmo dedo	Ponto de maior dose (mão) / dose no punho da mesma mão	Dose no cristalino / dose no tórax
Valor mínimo	1,32	5,42	0,96
Valor máximo	2,00	24,14	2,26
Média	1,68	14,57	1,61
Mediana	1,70	11,93	1,60
3º Quartil	1,80	20,68	2,18
Número de medições	4	9	6

Esta pouca variação não foi observada no valor da razão entre a dose no ponto mais exposto (ponto B ou D) e a no punho da mesma mão (ponto I). A razão é muito maior, como esperado, e variou entre 5,42 e 24,14 (máx/mín= 4,5). O valor médio foi de 14,57. Neste caso, o terceiro quartil (fator 20,68) parece representar melhor esta razão em termos de proteção radiológica. Pois, usando este fator, apenas 25% das estimativas de doses equivalentes de mão seriam maiores do que o valor obtido pela multiplicação da dose medida no punho do IOE monitorado pelo fator 20. Isto confirma os resultados de trabalhos anteriores apresentados na Tabela 3 do item 2.4 deste trabalho, que afirmavam que a dose medida no punho pode subestimar por mais de uma ordem de grandeza a dose no ponto mais exposto.

A dose recebida pelo cristalino dos TMN durante a etapa de preparação foi, em média, 1,61 vezes maior que a dose no tórax (as razões variaram entre 0,96 e 2,26). Normalmente, a dose medida no cristalino é apenas um pouco maior do que a medida no tórax. Em termos de proteção radiológica, para nunca subestimar a dose equivalente de cristalino, um fator 2 poderia ser aplicado à medição rotineira no tórax.

Na preparação da dose em SPECT, a exposição um pouco maior do cristalino em relação ao tórax pode ser justificada por 2 motivos principais: maior proximidade entre o material radioativo com os olhos do que com o tórax; e a diferença de atenuação da blindagem do anteparo que fica na frente do tórax do IOE e a do vidro plumbífero, por onde o IOE visualiza o material manipulado (Figura 31). Este vidro tem equivalência em chumbo muito menor que o anteparo do tórax. Observou-se, também, que os IOE que não utilizavam blindagem no frasco regularmente durante a manipulação ou os que manipulavam com as mãos mais próximas aos olhos (mesmo utilizando blindagem no frasco) receberam as maiores doses no cristalino.

Na Tabela 22, para os TMN durante as injeções dos radiofármacos em serviços de SPECT, observa-se que, em média, o ponto de maior dose das mãos (ponto B) recebe dose 1,64 vezes maior que a base deste dedo (ponto C). E estes valores não variaram muito, ficando entre 1,25 e 2,16. Os valores medidos por anéis dosimétricos no ponto C multiplicados por um fator 2 podem ser usados para estimar, de forma conservativa, a dose equivalente na mão.



Figura 31. Exemplo de bancada em SMN onde são manipulados os radiofármacos para serem injetados nos pacientes

Tabela 22. Análise das razões entre alguns pontos monitorados para IOE durante a prática de injeção de radiofármacos em SMN com SPECT.

SPECT - Injeção			
	Ponto de maior dose (mão) / base do mesmo dedo	Ponto de maior dose (mão) / dose no punho da mesma mão	Dose no cristalino / dose no tórax
Valor mínimo	1,25	2,35	0,52
Valor máximo	2,16	15,00	0,69
Média	1,64	9,11	0,59
Mediana	1,58	8,50	0,58
3º Quartil	1,89	12,74	0,55
Número de medições	4	5	3

Considerando a razão entre a dose do ponto mais exposto (ponto B) e o punho da mesma mão (ponto I), as razões medidas variaram muito: de 2,35 a 15,00 (máx/min=6,4), tendo como valor médio 9,11. Neste caso, o valor do terceiro quartil (12,74), também seria uma boa estimativa de fator multiplicativo para o cálculo da dose equivalente de extremidade a partir da medição no punho do IOE monitorado. Isto confirma os resultados de trabalhos anteriores apresentados na Tabela 3 do item 2.4 deste trabalho, que afirmavam

que a dose medida no punho pode subestimar por cerca de uma ordem de grandeza a dose no ponto mais exposto.

Para os TMN durante as injeções dos radiofármacos em serviços de SPECT, a dose recebida pelo tórax foi, em média, 1,69 vezes maior que a dose no cristalino. Os valores de dose no tórax foram sempre maiores do que os de dose no cristalino, o que pode ser justificado pela maior proximidade entre o material radioativo e o tórax em comparação com a distância entre o material e o cristalino, além da ausência de blindagem. Isso significa que a dose de tórax superestima a dose no cristalino.

A Tabela 23 apresenta os resultados das razões entre medições para os TMN durante a prática de fracionamento do radiofármaco em serviços de PET. Nesta tabela não consta a coluna de razão entre as doses do cristalino e do tórax, devido ao número reduzido de medições (2), sendo um dos valores medidos menor do que o limite inferior de detecção.

Observa-se que, em média, o ponto B recebe dose 1,22 vezes maior que o ponto C, com valores de mediana e terceiro quartil similares entre si. Neste caso, valores medidos por anéis dosimétricos utilizados na base do dedo mais exposto estimam bem a dose de extremidade dos IOE.

As razões entre a dose no ponto mais exposto dos dedos e a dose no punho da mesma mão dos IOE variaram entre 3,02 e 8,03 (máx/mín=2,7), tendo como valor médio 5,79. Neste caso, o terceiro quartil poderia representar melhor esta razão, já que poderíamos afirmar que 75% dos IOE monitorados receberam dose no ponto mais exposto de até 7 vezes maior que a dose no punho. Em termos de proteção radiológica, medições feitas com pulseiras, devem ter seu valor multiplicado por um fator da ordem de 7.

Tabela 23. Análise das razões entre alguns pontos monitorados para IOE durante a prática de preparação de radiofármacos em serviços de PET.

PET - Preparação		
	Ponto de maior dose (mão) / base do mesmo dedo	Ponto de maior dose (mão) / dose no punho da mesma mão
Valor mínimo	1,11	3,02
Valor máximo	1,39	8,03
Média	1,22	5,79
Mediana	1,17	6,31
3º Quartil	1,28	7,17
Número de medições	3	3

Na Tabela 24, para os TMN durante as injeções dos radiofármacos em serviços de PET, observa-se que, em média, o ponto B recebe dose 1,17 vezes maior que o ponto C, e a mediana e terceiro quartil não variaram muito em relação à média. Neste caso, valores medidos por anéis dosimétricos utilizados na base do dedo mais exposto também estimam bem a dose de extremidade dos IOE.

A razão entre a dose do ponto mais exposto e o punho da mesma mão, variou entre 7,99 e 14,72 (máx/min=1,8), tendo como valor médio, 11,55, próximo do valor da mediana e 3º quartil. Em termos de proteção radiológica, medições feitas com pulseiras na injeção em SMN com PET, devem ter seu valor multiplicado por um fator da ordem de 13.

A dose recebida pelo tórax foi, em média, 1,35 vezes maior que a dose no cristalino. A dose de tórax em PET também superestima a dose no cristalino, como a injeção em SPECT.

Tabela 24. Análise das razões entre alguns pontos monitorados para IOE durante a prática de injeção de radiofármacos em serviços de PET.

PET - Injeção			
	Ponto de maior dose (mão) / base do mesmo dedo	Ponto de maior dose (mão) / dose no punho da mesma mão	Dose no cristalino / dose no tórax
Valor mínimo	1,00	7,99	0,54
Valor máximo	1,26	14,72	1,17
Média	1,17	11,55	0,74
Mediana	1,26	11,93	0,74
3º Quartil	1,26	13,33	0,62
Número de medições	3	3	2

Na Tabela 25, foram inseridas as razões calculadas para os TMN em PET, considerando-se que o mesmo IOE realiza as etapas de preparação e injeção dos radiofármacos. Em média, o ponto mais exposto das mãos recebe dose 1,44 vezes maior que a base do mesmo dedo. Neste caso, a mediana e o terceiro quartil não variaram muito em relação à média. Estes resultados, como os das tabelas 23 e 24, confirmam que anéis dosimétricos podem ser usados para estimar a dose de extremidade para SMN com PET.

A razão entre a dose do ponto mais exposto (ponto B) e o punho da mesma mão variaram entre 4,05 e 7,81 (máx/min=1,9), tendo como valor médio de 6,39; mediana de 7,30 e valor de 3º quartil de 7,56. Em termos de proteção radiológica, medições feitas com pulseiras usadas por IOE que fazem fracionamento e injeção em SMN com PET, devem ter

seu valor multiplicado por um fator da ordem de 7, como na preparação, cujas doses são maiores do que na injeção, acarretando em um peso maior no cálculo das razões.

A dose recebida pelo cristalino foi, em média, 1,42 vezes maior que a dose no tórax. As doses de cristalino são um pouco maiores do que as de tórax, mas são sempre baixas devido à blindagem da bancada de manipulação no fracionamento e da seringa durante a injeção. Em termos de proteção radiológica, parece ser razoável, neste caso, estimar a dose de cristalino a partir da dose medida no tórax, com uma variação da ordem de 60%.

Tabela 25. Análise das razões entre alguns pontos monitorados para IOE durante a prática de preparação e injeção de radiofármacos em serviços de PET.

PET - preparação + Injeção			
	Ponto de maior dose (mão) / base do mesmo dedo	Ponto de maior dose (mão) / dose no punho da mesma mão	Dose no cristalino / dose no tórax
Valor mínimo	1,16	4,05	1,04
Valor máximo	1,99	7,81	1,81
Média	1,44	6,39	1,42
Mediana	1,17	7,30	1,42
3º Quartil	1,58	7,56	1,62
Número de medições	3	3	2

Resumindo, o próprio anel dosimétrico, usado na base do dedo mais exposto, pode subestimar a dose equivalente de extremidade, mas sempre faz uma melhor estimativa quando comparado à pulseira. Entretanto, a maioria dos IOE de SMN considera desconfortável o uso de anéis. Os profissionais que manipulam o material radioativo, principalmente no estado líquido, precisam lavar as mãos com frequência e a cada lavada de mãos, o anel dosimétrico precisa ser retirado para não haver danos no monitor (já que, na maioria dos casos, o anel não é selado), aumentando a probabilidade de perda ou esquecimento de recolocação do anel. Além desses problemas, é comum que a luva seja rasgada durante o uso do anel dosimétrico, aumentando a probabilidade de contaminação do dosímetro. E há também o risco do anel sair do dedo e ser jogado na lixeira quando a luva é retirada e descartada. Em todos os procedimentos, para fins de proteção radiológica, o dosímetro de tórax parece ser adequado para estimar a dose de cristalino, o que vai ao encontro dos resultados de outros autores apresentados no item 2.4 deste trabalho. Só no caso da preparação em SPECT é que o dosímetro de tórax pode subestimar a dose em até um fator 2.

A Tabela 26 apresenta um resumo com sugestão de fatores de conversão para serem utilizados para estimativa de dose equivalente de extremidade, com uso de anel ou pulseira, e de cristalino, a partir da medição no tórax.

Tabela 26. Resumo dos fatores de conversão das doses obtidas pelos dosímetros localizados na base do dedo mais exposto e no punho para estimar o valor da dose no ponto mais exposto e dos fatores conversão da dose obtida com dosímetro de tórax para estimar a dose no cristalino.

SMN	Prática	Fatores de conversão (ponto de maior dose/dose no local de monitoração)		
		Anel	Pulseira	Cristalino/tórax
SPECT	Preparação	1	20	2
	Injeção	2	13	<1
PET	Preparação	1	7	*
	Injeção	1	13	<1
	Preparação + Injeção	1	7	1,5

* não foi possível avaliar neste trabalho

4.1.5. Normalização das doses pela atividade manipulada

Conforme citado no item 3.1.4 deste trabalho, foram realizadas normalizações das doses medidas em alguns pontos pela atividade manipulada para fins de comparação com outros trabalhos. Muitos trabalhos disponíveis não puderam ser incluídos na comparação devido às grandes diferenças nos métodos de medição (tipo de detectores, diferentes radionuclídeos manipulados, etc.) ou porque muitos detalhes foram omitidos. Outro parâmetro importante foi a atividade utilizada para calcular a dose normalizada, especialmente para a preparação, onde o número de etapas envolvidas e as diferentes atividades utilizadas por etapa levam a várias possibilidades de normalização. A Tabela 27 apresenta essa comparação.

As doses normalizadas foram mais elevadas para ^{18}F do que para $^{99\text{m}}\text{Tc}$. No entanto, os procedimentos de diagnóstico utilizando $^{99\text{m}}\text{Tc}$ são mais frequentes do que aqueles que utilizam ^{18}F , sendo as atividades manipuladas normalmente mais elevadas para o $^{99\text{m}}\text{Tc}$ do que para ^{18}F . Comparando o mesmo tipo de SMN, foi observado que as doses normalizadas para a injeção são menores que aquelas para preparação.

Apesar da grande variação de valores e da diferença das atividades usadas na normalização, a ordem de grandeza das medições deste trabalho está de acordo com os demais resultados. Entretanto, na etapa de preparação/fracionamento dos radiofármacos, a correlação entre as atividades manipuladas e as doses não é trivial. O tempo e a forma de

manipulação do radionuclídeo por cada IOE é também muito importante para sua exposição, assim como para distribuição dos valores de dose recebidos.

Tabela 27. Doses no ponto mais exposto normalizadas pela atividade manipulada (mSv/GBq) deste trabalho e de trabalhos anteriores.

Radio-nuclídeo	Prática	Dose no ponto mais exposto normalizada pela atividade (mSv/GBq)					
		Este trabalho	Merce <i>et al.</i> (2011a)*	Carnicer <i>et al.</i> (2011)	Covens <i>et al.</i> (2007)**	Wrzesiён <i>et al.</i> (2008)	Covens <i>et al.</i> (2010)***
^{99m} Tc	Preparação	10 medições 8 IOE Faixa de dose (0,03-0,72) (média) 0,27 (mediana) 0,26	(máx.) 2,06 (média) 0,32	178 medições 36 IOE (média) 0,43 (mediana) 0,25	(média e mediana) 0,065	1265 medições 13 IOE Faixa de dose (0,06-0,89) (média) 0,36	
	Injeção	5 medições 5 IOE Faixa de dose (0,04-0,07) (média) 0,06 (mediana) 0,05	(máx.) 1,50 (média) 0,07	157 medições 32 IOE (média) 0,23 (mediana) 0,12	(média) 0,05 (mediana) 0,049		
¹⁸ F	Preparação	4 medições 4 IOE Faixa de dose (0,16-1,61) (média) 0,86 (mediana) 0,85	(máx.) 4,43 (média) 0,77	160 medições 30 IOE (média) 1,2 (mediana) 0,83	(média e mediana) 0,057	(média) 0,50 (mediana) 0,32	
	Injeção	5 medições 5 IOE Faixa de dose (0,37-0,87) (média) 0,61 (mediana) 0,68	(máx.) 3,67 (média) 0,71	146 medições 30 IOE (média) 0,93 (mediana) 0,64	(média e mediana) 0,32	(média) 0,35 (mediana) 0,28	
	Preparação + Injeção	4 medições 4 IOE Faixa de dose (0,21-1,24) (média) 0,72 (mediana) 0,71					

* N= 115 IOE

** N=mais de 500 manipulações de 2 IOE

*** N=50 manipulações de 2 IOE

4.2. Análise dos dados de SMN RJ extraídos do Sistema GDOSE

4.2.1. Evolução do número de SMN e IOE monitorados no Brasil

O número de SMN operando no Brasil vem crescendo consideravelmente ao longo dos anos em todas as regiões do país, conforme pode ser observado no gráfico da Figura 32. Em 1987, o Brasil possuía um total de 122 SMN. Esse número evoluiu para 253 no ano 2000, 406 em 2010 e atualmente são 421 SMN, de acordo com o *website* da CNEN (CNEN,2016a).

Segundo estimativas do IBGE, a distribuição da população pelas regiões do Brasil variou pouco ou não variou no período de 1992 a 2015 (IBGE,2016). A Figura 33 mostra um gráfico com o número de habitantes para cada região do país nos anos 1992, 1999, 2009 e 2015. A Figura 34 representa a distribuição da população entre as regiões para o ano 2009, já que não houve variação significativa entre as regiões para os demais anos. A região Sudeste apresenta a maior concentração populacional do país, com 42% da população e a região Centro-Oeste é a região com menor concentração populacional, 7% da população do país.

A distribuição do número de SMN nas diversas regiões do país, e mesmo dentro de cada região, é bastante heterogênea, dependendo do tamanho da população e do desenvolvimento da unidade da federação. A Figura 35 apresenta a evolução da distribuição do número de SMN no Brasil, por região, em 1987, 2000 e 2015. Em termos relativos, as regiões que tinham muito poucos SMN cresceram mais do que as que já contavam com um grande número. Isto tem diminuído a desigualdade da distribuição dos números de serviços por habitante.

Comparando-se as Figuras 34 e 35, pode-se confirmar que o percentual de SMN, por região no país, está se aproximando da distribuição da população. Em 2015, a maior quantidade de SMN estava na região Sudeste, com 54% dos 411 SMN, seguida das regiões Sul, Nordeste, Centro-Oeste e Norte, esta última com 1% dos SMN do Brasil. Mas dentro de cada região ainda há variações por estados, como será discutido abaixo, que também têm melhorado.

Voltando a analisar a Figura 32, em relação ao número total de SMN no Brasil, pode-se observar uma queda no número de instalações em 1992, que pode ter ocorrido em virtude de problemas econômicos no país nesta época, tais como altos impostos de aparelhos importados e rebaixamento de honorários dos procedimentos, conforme dito no item 2.3 do capítulo 2 desta tese. Entre 2002 e 2005 houve uma intensificação das exigências por parte da Agência Nacional de Vigilância Sanitária, ação que pode ter

acarretado em uma ligeira redução de SMN no país (SBBMN,2011). Ambos os problemas foram citados anteriormente no item 2.3 desta tese.

As Figuras 36 a 40 mostram a evolução do número de instalações de cada região isoladamente, analisando cada estado, em um comparativo entre os anos 1987, 2000 e 2015. Até o ano 2010, alguns estados, principalmente na região Norte, não possuíam SMN. Em 2011, todos os estados brasileiros passaram a contar com pelo menos 1 SMN.

A região Sudeste é a região com a maior concentração de SMN do Brasil, entretanto, a distribuição das instalações entre os estados é bastante heterogênea (Figura 36), com São Paulo sendo o estado com maior número de SMN (66% dos SMN da região sudeste em 1987 e 48% em 2015). Em 2015, São Paulo possuía 105 SMN, o que representava 26% dos SMN do Brasil, seguido de Minas Gerais, com 58 SMN (14% dos SMN do Brasil) e Rio de Janeiro, com 45 SMN. Apesar da heterogeneidade da distribuição de SMN na região Sudeste, o percentual de instalações no estado de SP vem reduzindo, enquanto o dos demais estados vem aumentando.

Assim como na região Sudeste, a distribuição de SMN na região Sul do Brasil é bastante heterogênea (Figura 37). O Rio Grande do Sul (RS) é o estado com maior número de SMN da região com 50% em 1987, 39% no ano 2000 e 49% em 2015, seguido do Paraná e Santa Catarina.

A região Nordeste (Figura 38) é a segunda região com maior número de SMN no Brasil. Em 1987, 7 dos 9 estados da Região Nordeste possuíam SMN, com maior concentração em Pernambuco (PE). Em 2010, PE ainda apresentava a maior quantidade de SMN (10), seguido da Bahia (BA) e Paraíba (PB), e todos os demais estados com pelo menos 1 SMN. Em 2015 a distribuição dos SMN modifica ligeiramente, sendo a BA o estado com maior número de SMN (20), seguido de PE (11) e Ceará (9). Alagoas e Sergipe são os estados com menor número (3).

O Distrito Federal (DF) é o estado com maior número de SMN na Região Centro Oeste, possuindo 3 SMN em 1987, 11 no ano 2000 e 17 no ano 2015. Em 1987, 3 dos 4 estados da região Centro Oeste (Figura 39) possuíam SMN, entretanto com quantidades muito reduzidas. Em 2015, todos os 4 estados possuíam SMN, mas com distribuição bastante heterogênea (DF - 42%, GO - 29%, MS - 22% e MT - 7%).

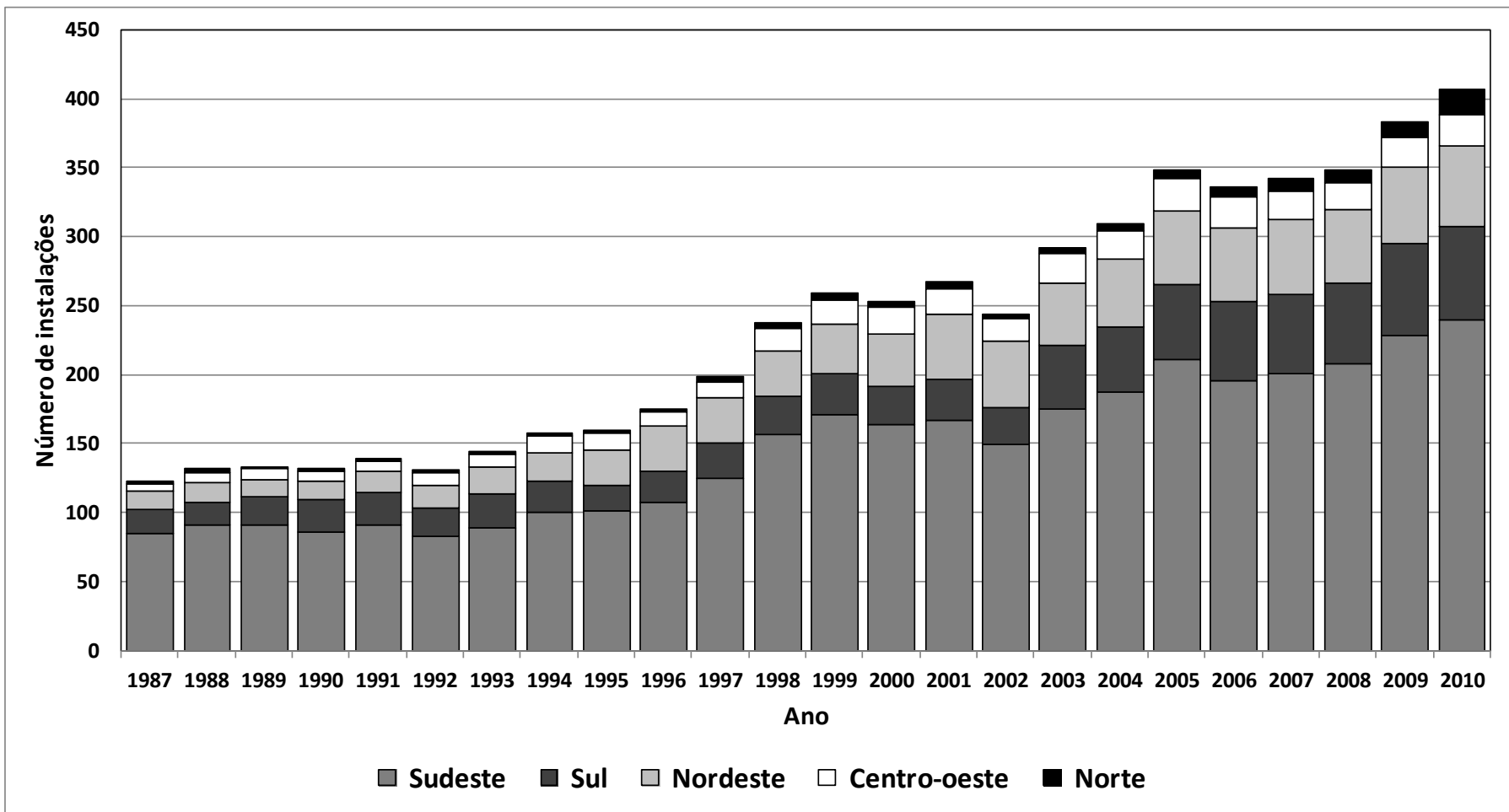


Figura 32. Evolução da quantidade de SMN entre os anos 1987 e 2010.

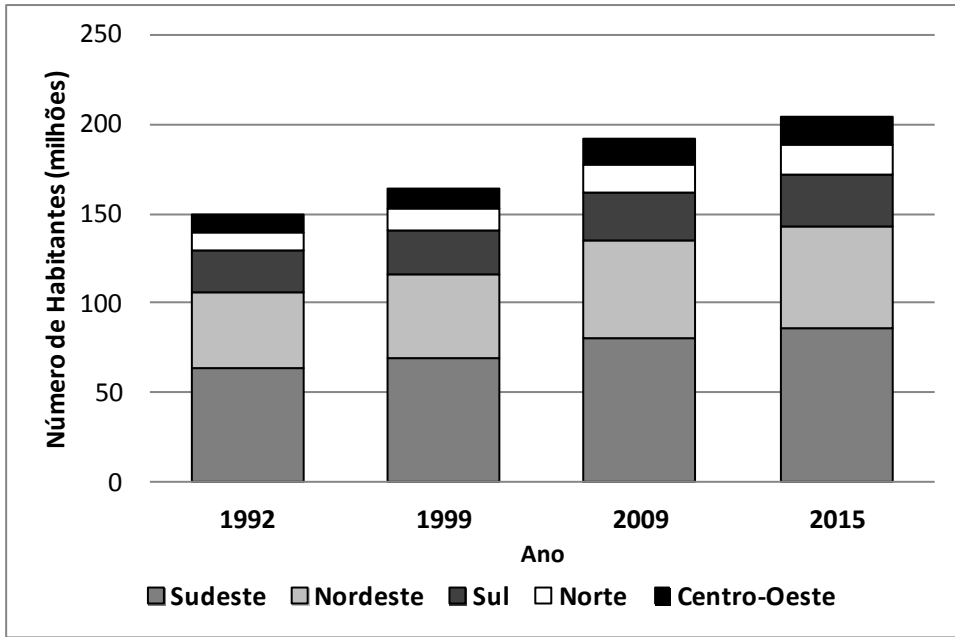


Figura 33. Número de habitantes nas regiões do Brasil nos anos 1992, 1999, 2009 e 2015 (IBGE,2016).

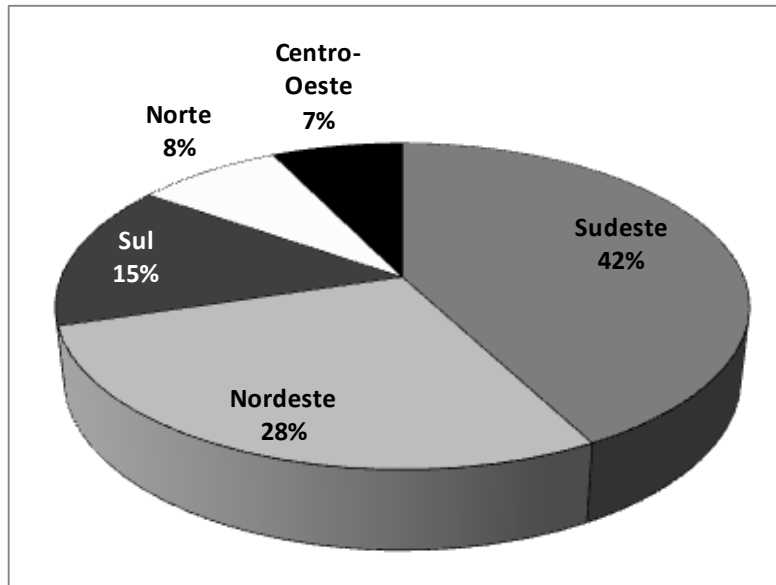


Figura 34. Distribuição da população pelas regiões do Brasil (IBGE, 2016).

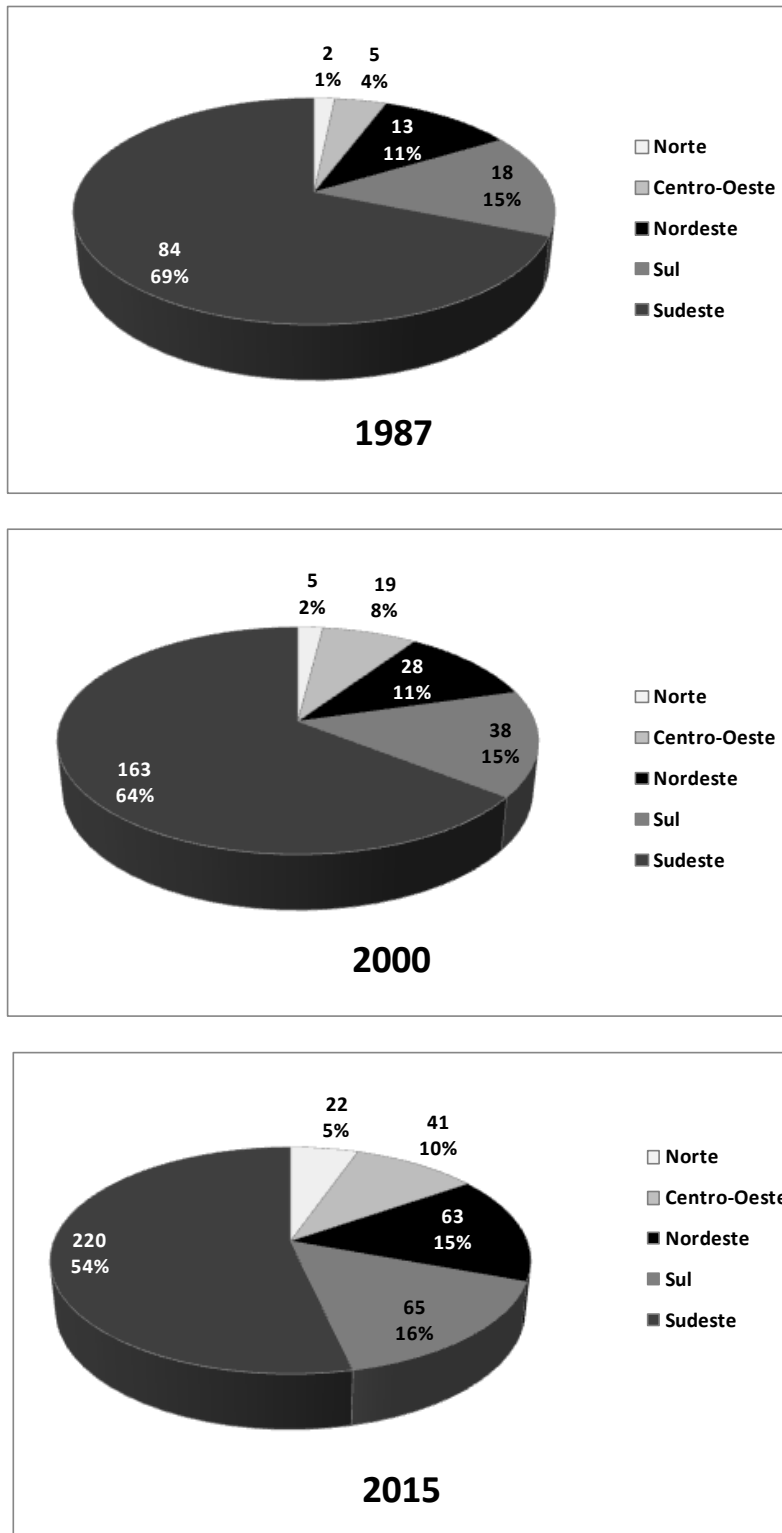


Figura 35. Comparação entre o número de SMN do Brasil nos anos 1987, 2000 e 2015.

Região Sudeste

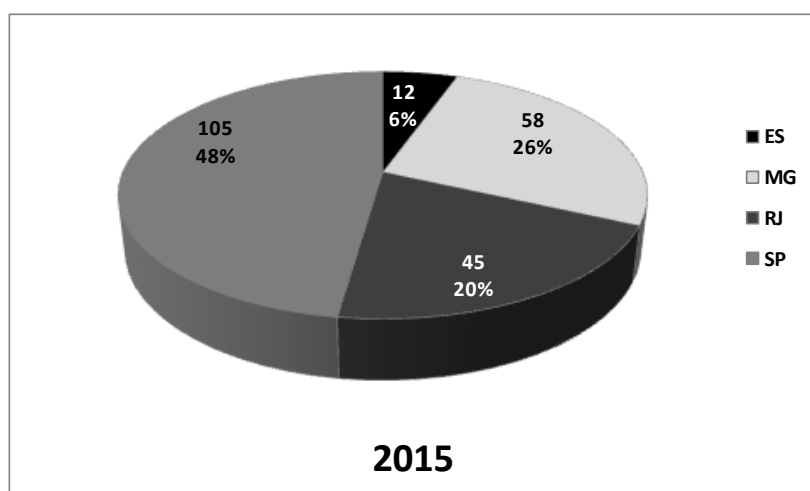
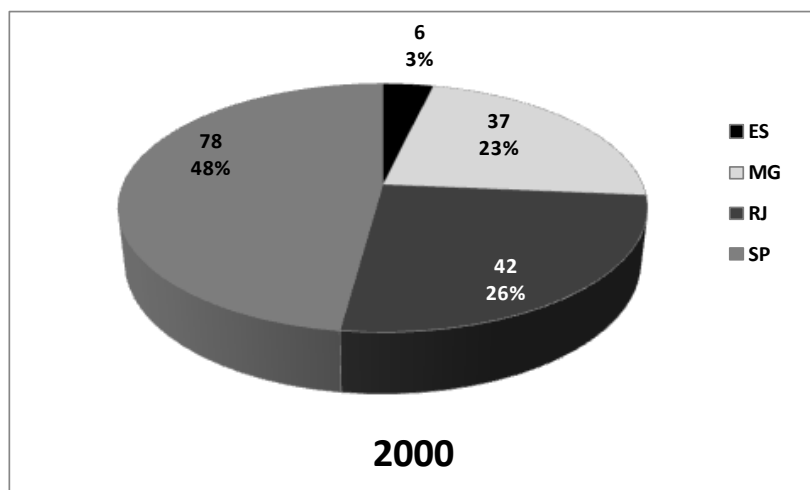
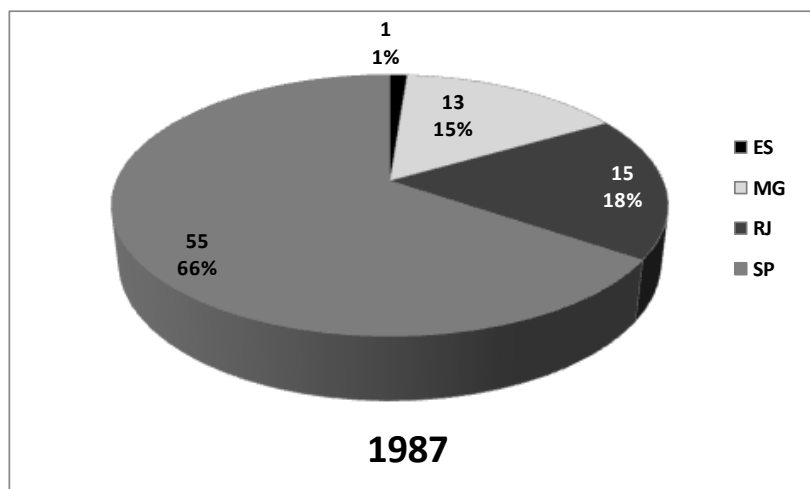


Figura 36. Região Sudeste - Comparação do número de SMN entre os anos 1987, 2000 e 2015.

Região Sul

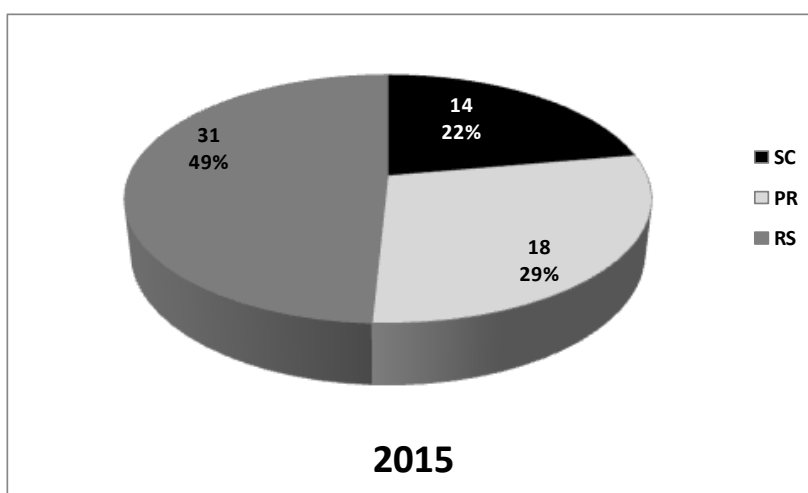
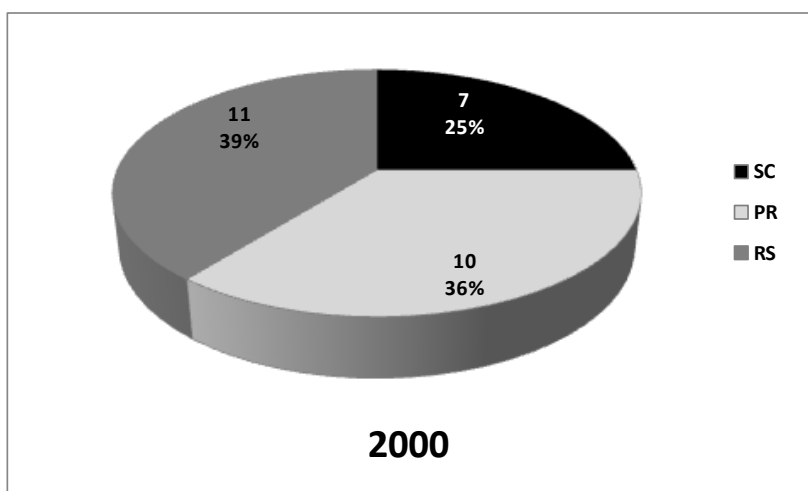
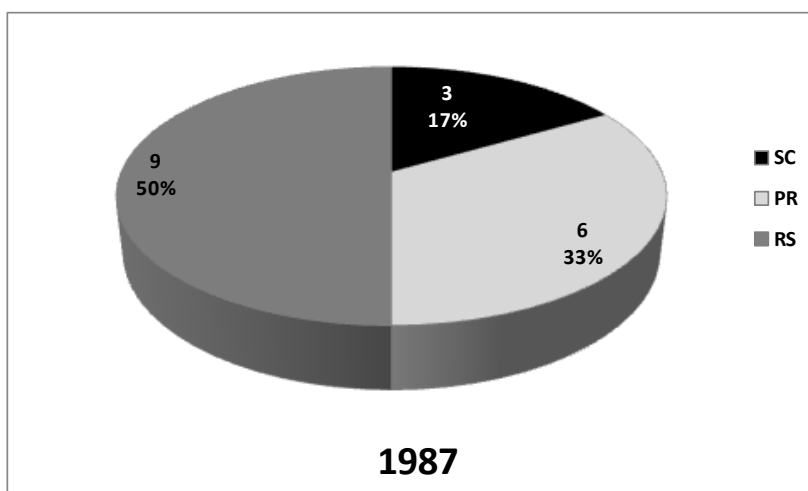


Figura 37. Região Sul - Comparação do número de SMN entre os anos 1987, 2000 e 2015.

Região Nordeste

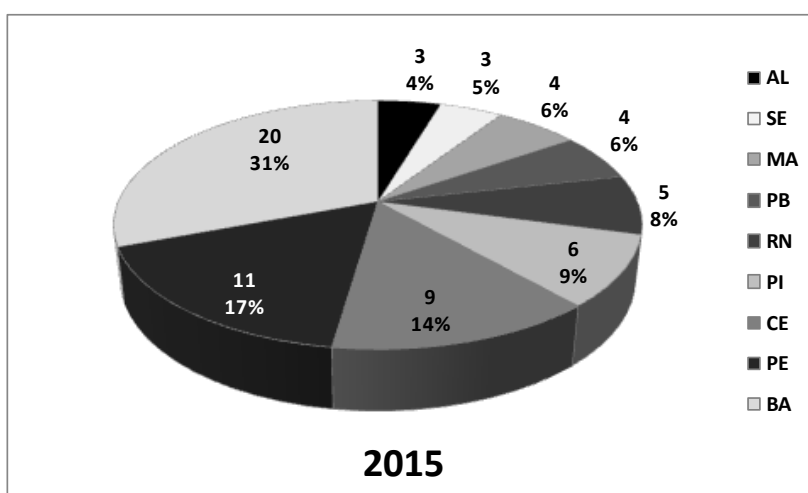
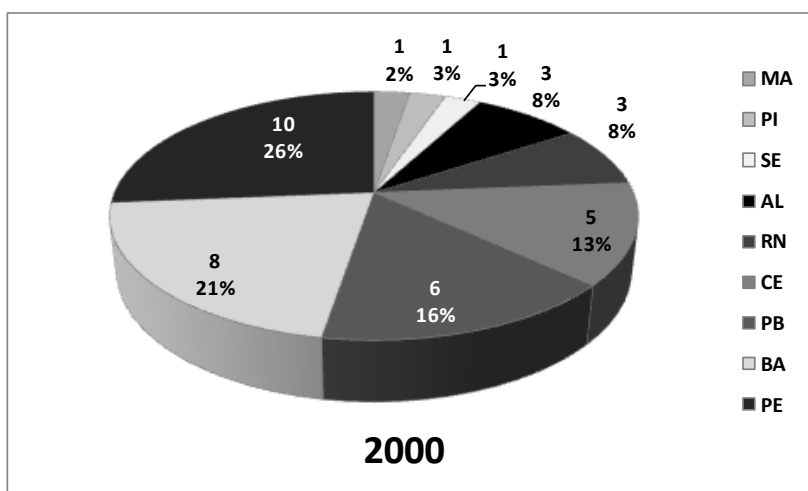
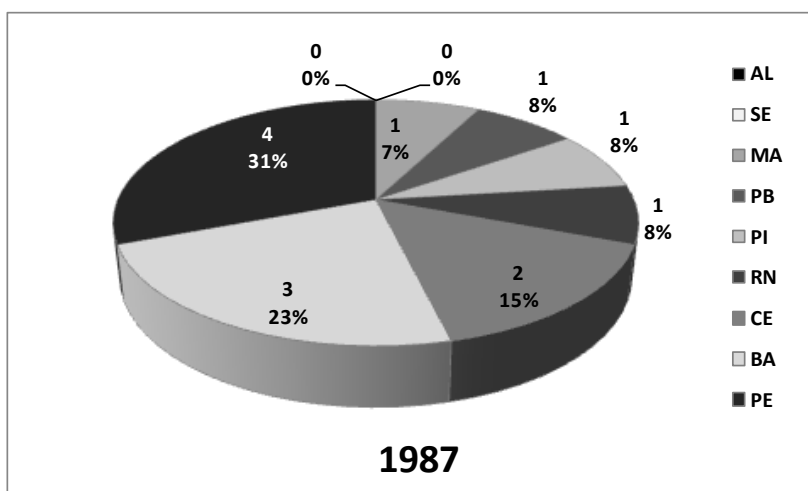


Figura 38. Região Nordeste - Comparação do número de SMN entre os anos 1987, 2000 e 2015.

Região Centro-Oeste

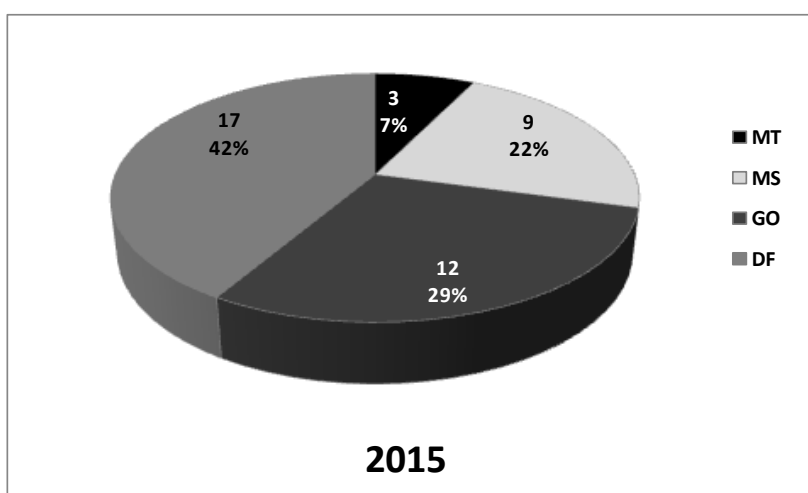
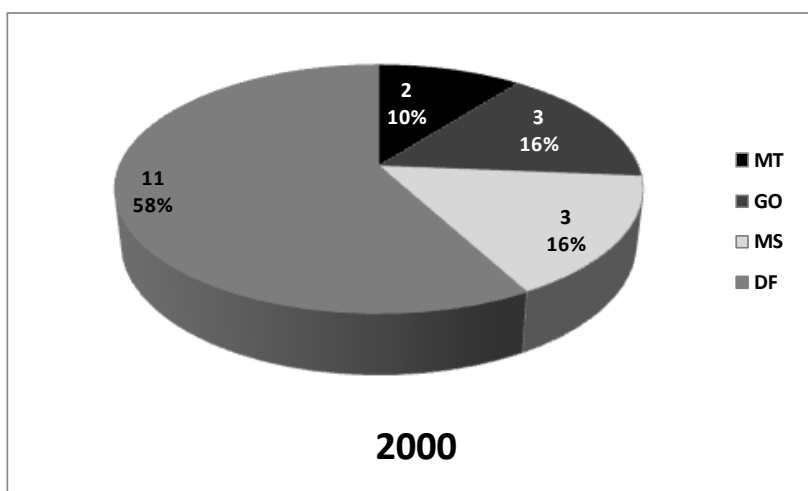
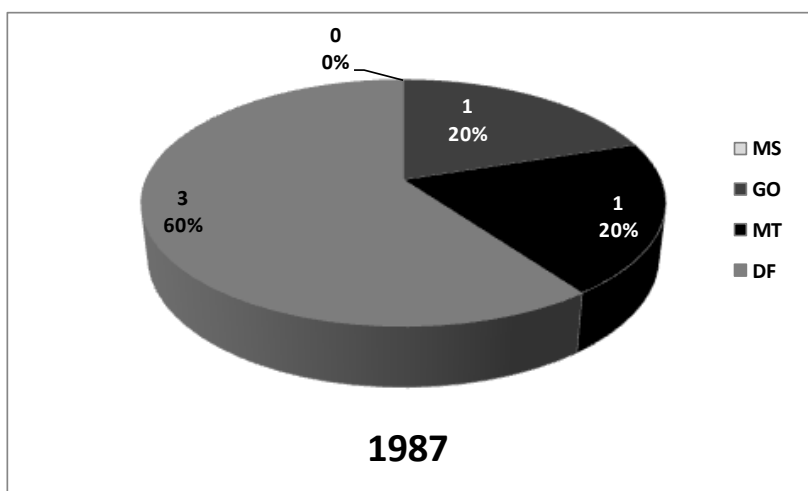


Figura 39. Região Centro-Oeste - Comparação do número de SMN entre os anos 1987, 2000 e 2015.

Em 1987, somente os estados do Pará (PA) e Amazonas (AM) possuíam SMN em funcionamento na Região Norte, ambos com apenas 1 SMN (Figura 40). Em 2010, estes estados ainda eram os únicos a apresentarem SMN em operação: PA com 4 SMN e AM ainda com 1 SMN. No ano 2015, todos os estados da região Norte possuíam SMN, sendo o PA o estado com maior número de instalações (9).

Em consequência do aumento do número de SMN, há também um aumento do número de IOE no decorrer dos anos, conforme pode ser observado na Figura 41. Em 1987, o número de IOE em SMN era de 755, aumentando para 1538 em 2000 e 4134 em 2010.

A distribuição dos IOE entre as regiões também é heterogênea em virtude da heterogeneidade de distribuição dos SMN. Na Figura 42 foi feita uma comparação da distribuição dos IOE entre as regiões nos anos 1987, 2000 e 2010; e pode-se observar que a contribuição das regiões com menor número de IOE vem aumentando com o passar dos anos, acompanhando o aumento do número de SMN.

A Figura 43 retrata a evolução do número de IOE monitorados, distribuídos por suas funções nos anos de 1987 a 2010. No período avaliado, a distribuição percentual do número de IOE monitorados com as funções de Físico e de Médico permaneceu aproximadamente constante, sendo 24 a 29% de Médicos e de 2 a 3% de Físicos. Já as funções TMN e Enfermagem apresentaram uma variação bem maior. Em 1987, 44% dos IOE eram TMN e 7%, Enfermagem. Esta proporção foi sendo alterada no decorrer dos anos, chegando em 29% TMN e 23% de profissionais de Enfermagem em 2010, como pode ser observado nos gráficos da Figura 44. Pode-se atribuir ao aumento do número de exames por SMN, a necessidade da inclusão de uma equipe de Enfermagem nos SMN para dividir as tarefas realizadas durante os procedimentos, que eram realizadas antigamente, em sua maioria, pelos próprios TMN.

Região Norte

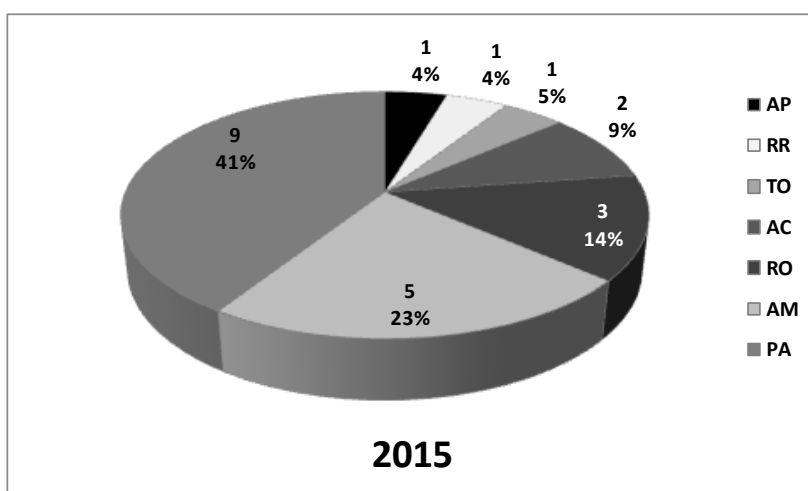
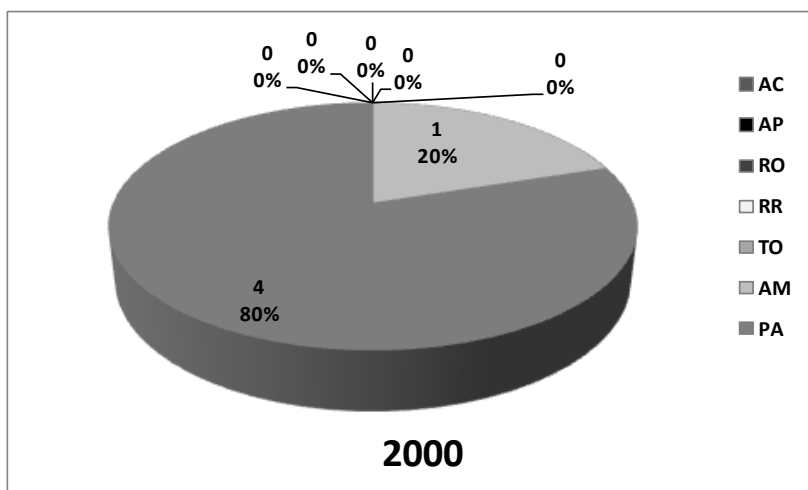
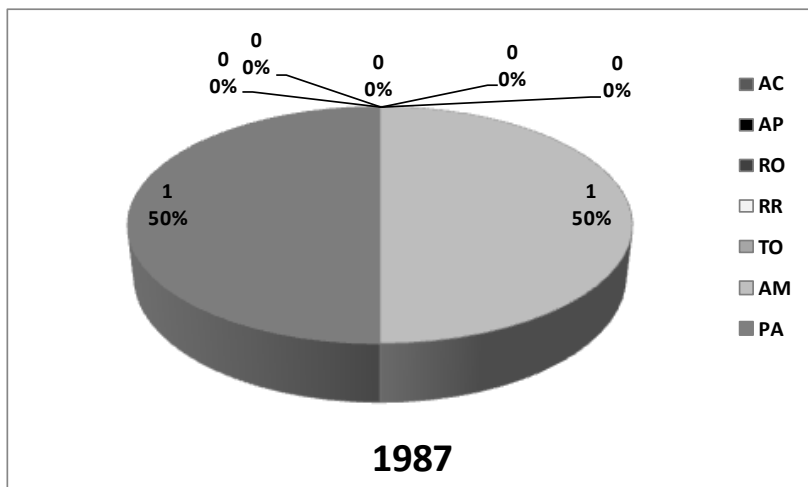


Figura 40. Região Norte - Comparação do número de SMN entre os anos 1987, 2000 e 2015.

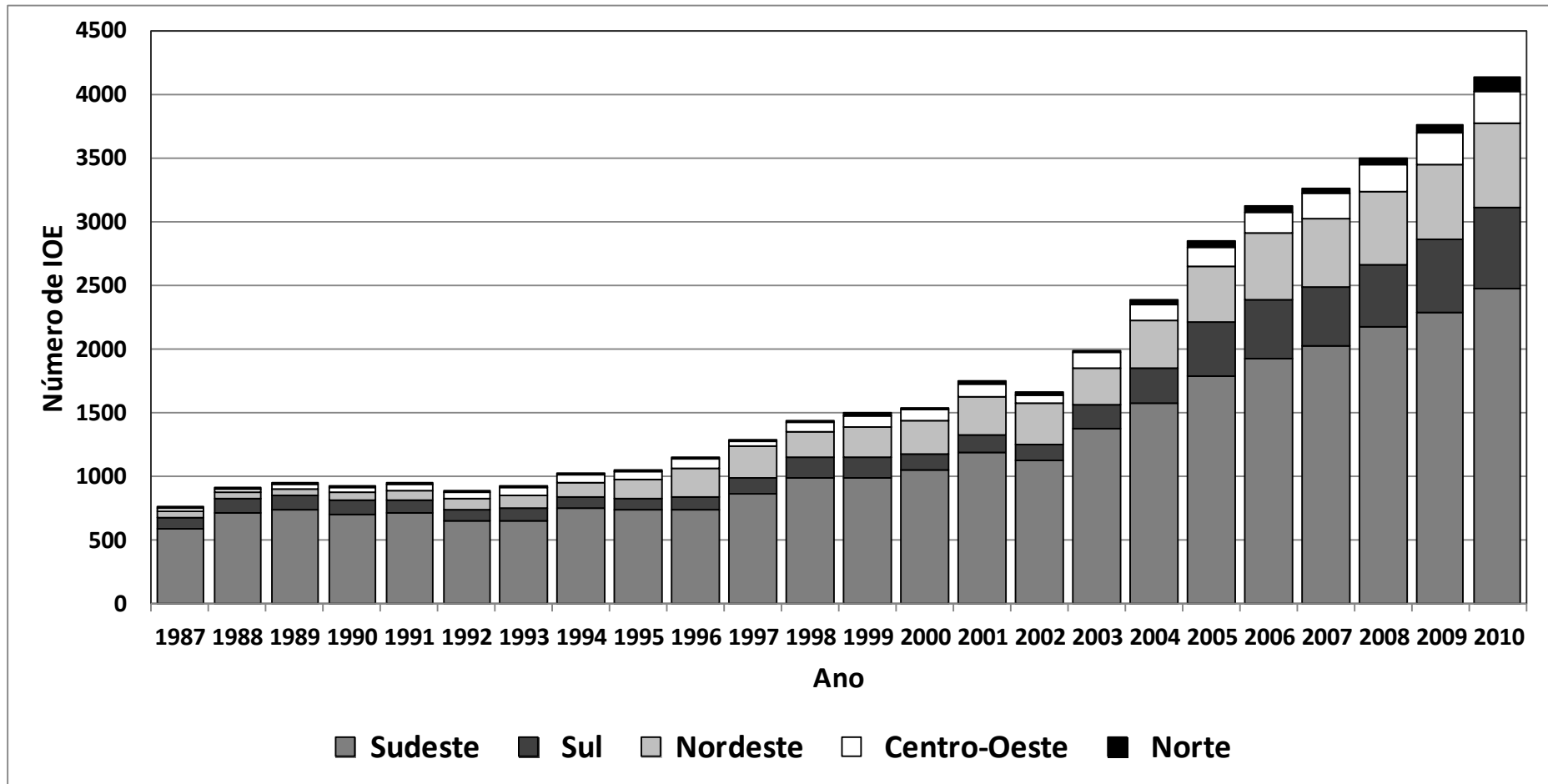


Figura 41. Evolução do número de indivíduos ocupacionalmente expostos no período compreendido entre os anos de 1987 e 2010.

O número de pessoas monitoradas é menor que o número de doses anuais registradas no GDOSE, já que muitos profissionais trabalham em mais de um SMN. Em todas as regiões do país, a maior parte dos TMN e profissionais de Enfermagem trabalham em 1 ou 2 SMN, com exceção da região Norte, onde a maior parte dos IOE atua somente em uma instalação. Entretanto, principalmente na região Sudeste, após o ano 2007, pode-se observar um aumento do número de TMN trabalhando em 3 ou mais SMN, podendo chegar até 6 SMN para um único profissional. Em todas as regiões, com exceção da região Norte, pode-se observar a presença de Médicos e Físicos atuando em mais de 1 instalação, variando principalmente entre 2 e 3, porém frequentemente encontra-se esses profissionais trabalhando em mais de 3 SMN, principalmente nos últimos 5 anos analisados. Em 2009, por exemplo, um único Físico atuava em 11 SMN na região Sudeste e em 2010, outro Físico atuava em 9 SMN na região Nordeste. A quantidade de Médicos trabalhando em mais de 3 SMN é crescente, principalmente na região Sudeste, onde os números são mais expressivos, podendo alcançar um total de 7 SMN para um único Médico.

Em 1996, quando foi publicada a Norma CNEN NN 3.05 - Requisitos Básicos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Medicina Nuclear, o Supervisor de Proteção Radiológica foi colocado no quadro de profissionais obrigatórios para funcionamento de um SMN, entretanto, na norma dizia que o Médico qualificado podia acumular as funções de Supervisor de Radioproteção, desde que compatibilizadas as respectivas cargas horárias. Com o aumento do número de exames, conseqüentemente houve aumento no número de laudos/pacientes, e o Médico passou a não ter tempo suficiente para desempenhar as duas funções. Houve então um consenso em que Médicos e outras funções, incluindo Físicos, poderiam responder pela supervisão, desde que aprovados no exame de qualificação realizado pela CNEN. Desde então, o número de Físicos atuando em SMN vem aumentando no decorrer dos anos, porém com velocidade diferente do número de Físicos habilitados com o título de SPR em MN, havendo a necessidade do Físico trabalhar cada vez em mais SMN distintos.

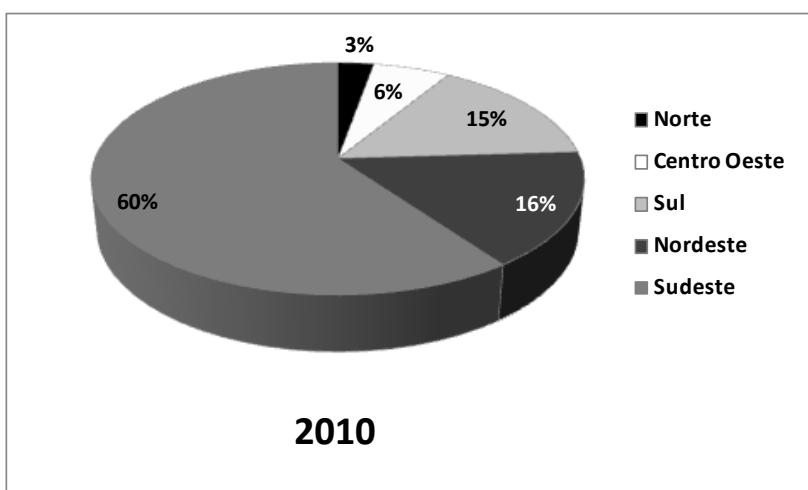
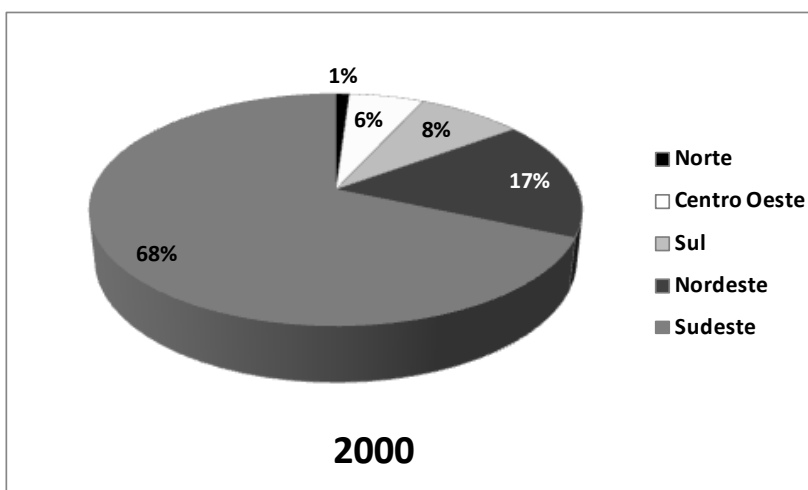
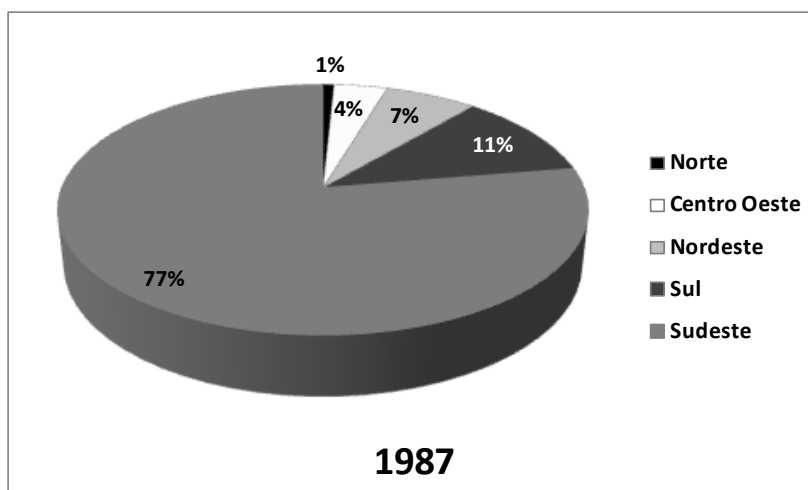


Figura 42. Evolução do número de IOE no Brasil por região.

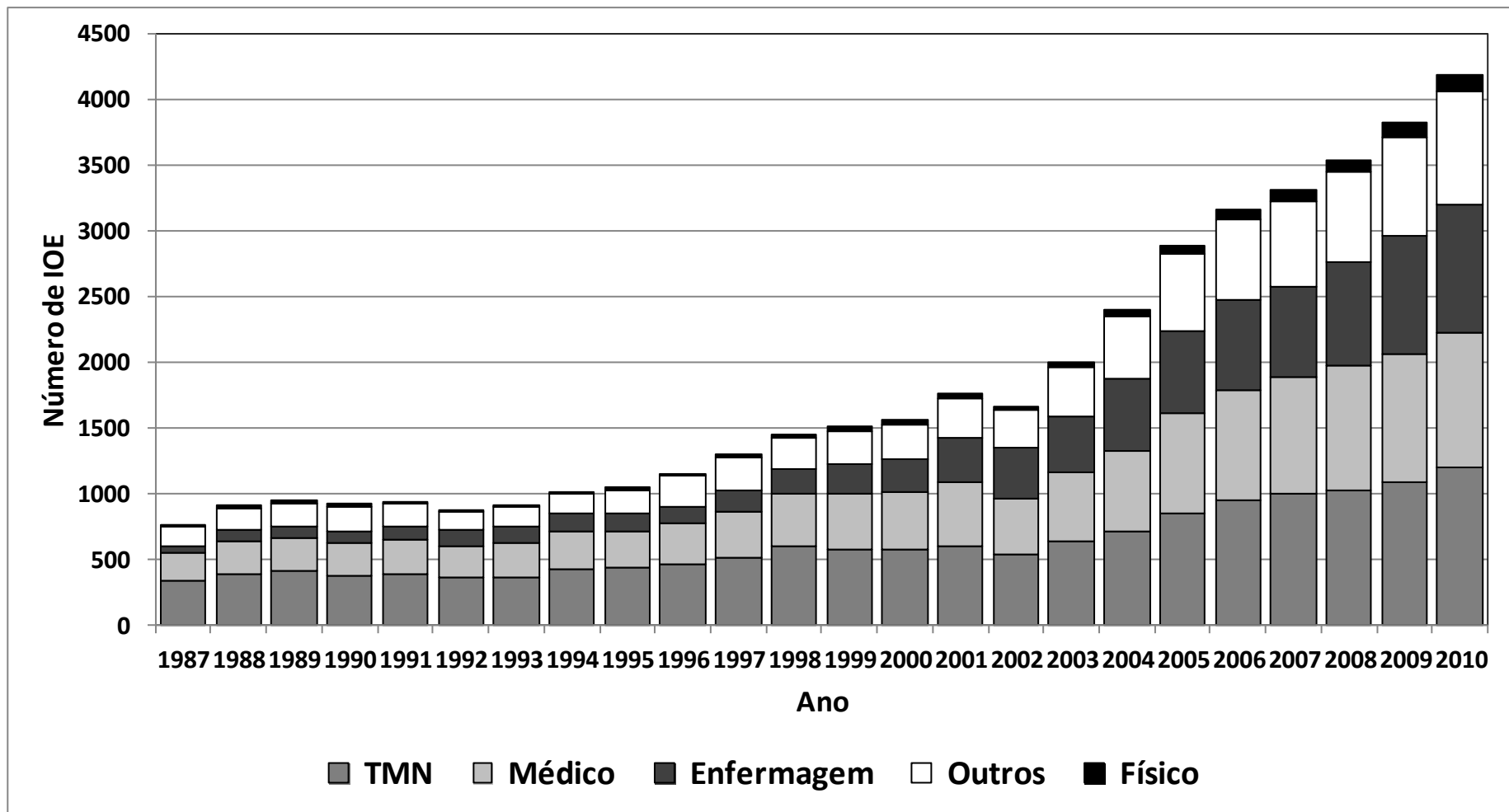


Figura 43. Evolução do número de IOE monitorados em SMN por função.

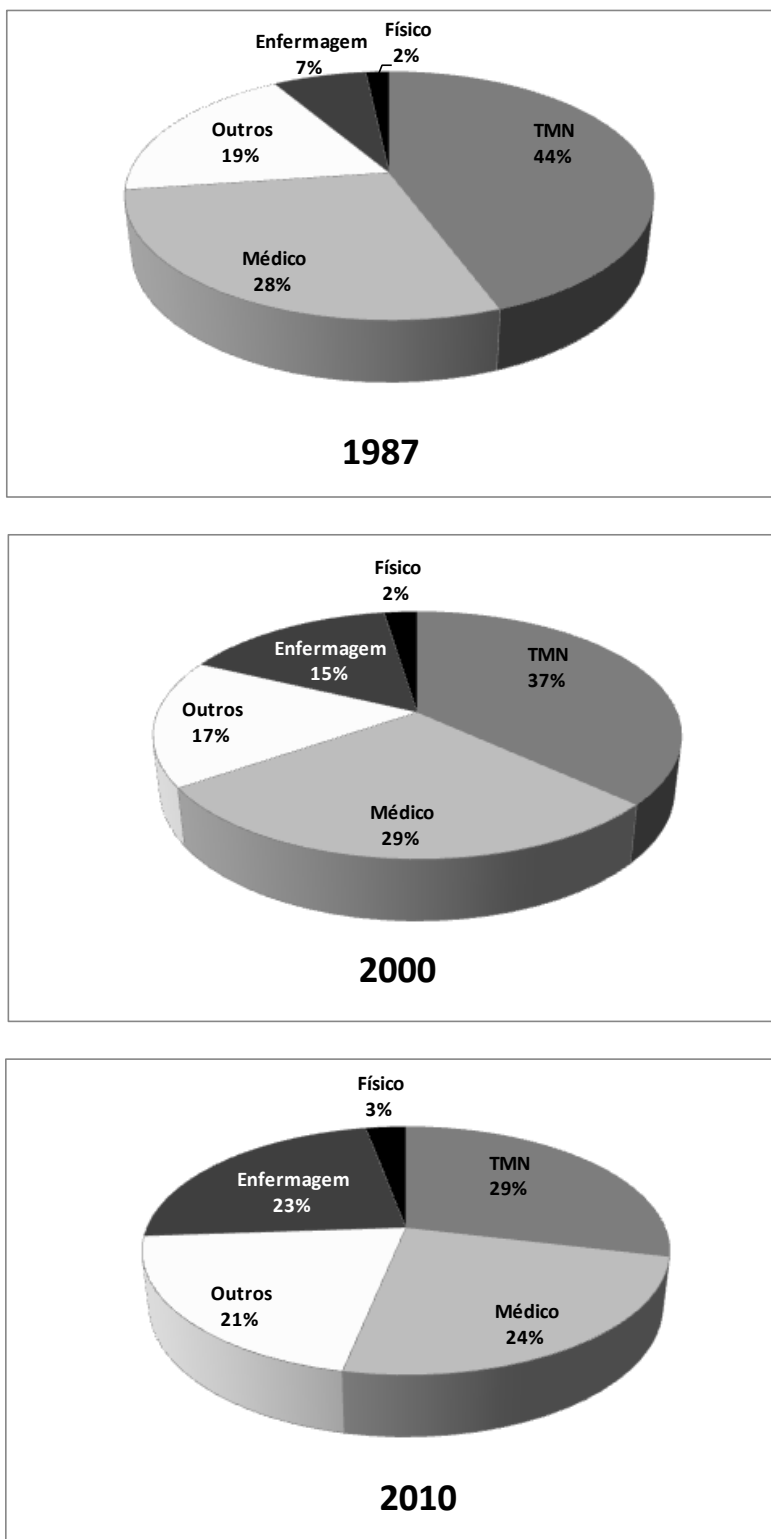


Figura 44. Evolução do percentual de IOE em todo o Brasil nos anos 1987, 2000 e 2010.

O número de Médicos nucleares vem crescendo gradativamente desde 1987, quando, no Brasil existiam 217 profissionais atuando nesta área. Em 1991/1992, houve uma pequena queda na quantidade de Médicos nucleares atuando em SMN no Brasil, acompanhando a diminuição do número de SMN no país, que pode ter ocorrido

em virtude dos problemas econômicos ocorridos no país nesta época, fazendo com que Médicos migrassem para outras técnicas de imagem, conforme citado no item 2.3 deste trabalho. Este último problema foi resolvido junto ao Ministério da Saúde ao final desta época, fazendo com que o número de Médicos atuando em MN voltasse a aumentar no ano seguinte.

4.2.2. Evolução do número de IOE em SMN no Brasil monitorados adicionalmente com dosímetros de extremidade

No Brasil, o percentual de IOE que possuem dosímetros de extremidade ainda é muito pequeno, mas vem aumentando gradativamente, como mostra a Figura 45, onde é apresentada uma comparação entre o percentual de pulseiras e anéis dosimétricos utilizados no período compreendido entre os anos 1987 e 2010. O maior percentual de IOE com dosímetros de extremidade foi 15,3%, no ano 2009. Nesse mesmo ano, 28% de todos os IOE do Brasil eram TMN e 24% eram da Enfermagem, totalizando 52% dos profissionais atuantes que manipulam diretamente o material radioativo. Apenas 31% dos TMN e 16% dos profissionais de Enfermagem utilizavam dosímetros de extremidade no Brasil no ano 2009.

Em 1987, somente 10 (1,3%) dos 755 IOE monitorados possuíam dosímetros de extremidade. No ano 2000, 50 (3,3%) dos 1538 IOE possuíam dosímetros de extremidade. Em 2010, 630 dos 4134 IOE possuíam dosímetro de extremidade, ou seja, aproximadamente 15% dos IOE monitorados. Em alguns anos ocorreu uma queda no percentual de IOE com dosímetros de extremidade apesar do aumento gradativo do número de SMN e do aumento do número de IOE que manipulam material radioativo. Entretanto, nos anos onde houve queda no percentual, algumas instalações cancelaram ou reduziram a quantidade de profissionais com monitores de extremidade, mas houve um aumento no número de IOE com dosímetros de tórax. Como o número de IOE com dosímetros de extremidade ainda era baixo, pequenas variações impactaram de maneira significativa no percentual de IOE que utilizavam esses dosímetros.

Em 1987 e 1988, no Brasil, somente IOE de dois SMN do estado do Rio de Janeiro utilizavam monitores de extremidade (10 em 1987 e 28 em 1988), sendo todos anéis dosimétricos. Em 1989, os IOE de São Paulo também começaram a utilizar dosímetros de extremidade, mas fazendo uso de pulseiras dosimétricas. Até o ano de 1993, somente IOE de alguns SMN do Rio de Janeiro e de São Paulo utilizavam dosímetro de extremidade, quando 2 profissionais da Bahia começaram a utilizar esse

tipo de monitoração. Em 1994, o estado do Paraná também começou a utilizar anéis dosimétricos. Somente em 2004 e 2005, profissionais da região Norte e Centro-Oeste do país, respectivamente, começaram a utilizar dosímetros de extremidade.

Apesar de ter sido iniciado o uso da pulseira dosimétrica em 1989, o uso do anel foi dominante até 2005, quando o número de pulseiras dosimétricas superou o número de anéis dosimétricos, continuando assim até os dias atuais.

O aumento do uso da pulseira dosimétrica nos últimos anos pode ser devido à maior praticidade na rotina dos SMN, apesar de ser sabido que seu uso subestima muito a dose recebida no ponto mais exposto da mão, conforme estudos citados no item 2.4 deste trabalho (CARNICER *et al.*,2011, SARTI *et al.*,2014, MERCE *et al.*,2011b).

O percentual de IOE que usam dosímetro de extremidade adicionalmente ao dosímetro de tórax varia bastante com a região do país. Durante as análises, foi possível observar que o uso do dosímetro de extremidade sempre foi mais frequente na região Sudeste, principalmente nos estados de São Paulo e Rio de Janeiro, em termos de quantidade absoluta e percentual. Observou-se também que durante todo o período estudado, menos de 5% dos IOE monitorados na região Sul possuíam dosímetros de extremidade; no máximo, 8% dos IOE da Região Norte; menos de 12% dos IOE da região Centro-Oeste; no máximo 11% dos IOE da região Nordeste e, no máximo, 20% dos IOE da região Sudeste, principalmente a partir de 2007.

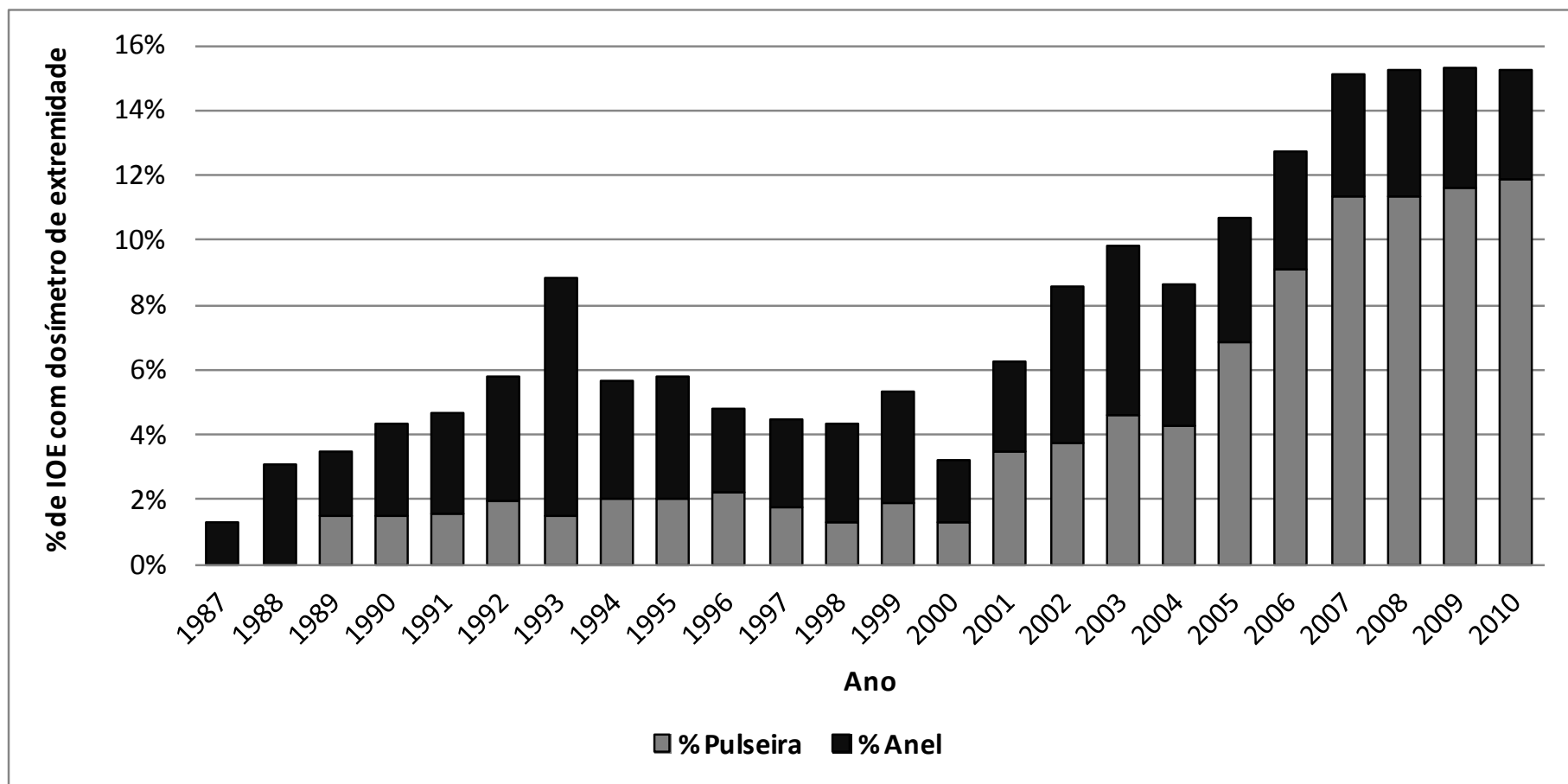


Figura 45. Comparação entre o percentual de anéis e pulseiras dosimétricas no período compreendido entre os anos 1987 e 2010, em todo o Brasil.

A Figura 46 apresenta a distribuição do percentual de dosímetros adicionais de extremidade usados no Brasil por IOE monitorados no ano de 2010. Pode-se observar que a região Norte possui apenas 3% dos IOE atuantes em SMN utilizando dosímetros de extremidade, todos com anéis dosimétricos. A região Sul possui somente dosímetros de pulseira, com 4% dos IOE usando esse tipo de dosímetro. 11% dos IOE da região Nordeste utilizam dosímetros de extremidade, sendo 9% pulseiras e 2% anéis dosimétricos. Os SMN da região Centro-Oeste possui 12% de seus IOE utilizando dosímetro de extremidade, com aproximadamente 1% deles utilizando anéis dosimétricos. A região Sudeste é a que possui maior percentual de IOE em SMN utilizando dosímetro de extremidade (20%), sendo dominante o uso de pulseiras (15%) e apenas 5% utilizando anel.

Em todo o período analisado, os TMN foram os profissionais que apresentaram a maior quantidade (número absoluto e percentual) de dosímetros de extremidade cadastrados. Em 1987, um total de 11 IOE utilizavam dosímetros de extremidade, sendo 80% TMN (8), 10% Enfermagem (1) e 10% Físico (1). No ano 2000, o total de IOE que utilizavam dosímetros de extremidade aumentou para 50. Desses, 72% eram utilizados por TMN, 8% por profissionais de Enfermagem, 6% por Médicos e 4% por Físicos. Em 2010, existiam 638 IOE utilizando dosímetros de extremidade, sendo 61% TMN, 23% Enfermagem, 6% Médicos e 4% Físicos, conforme ilustrado na Figura 47.

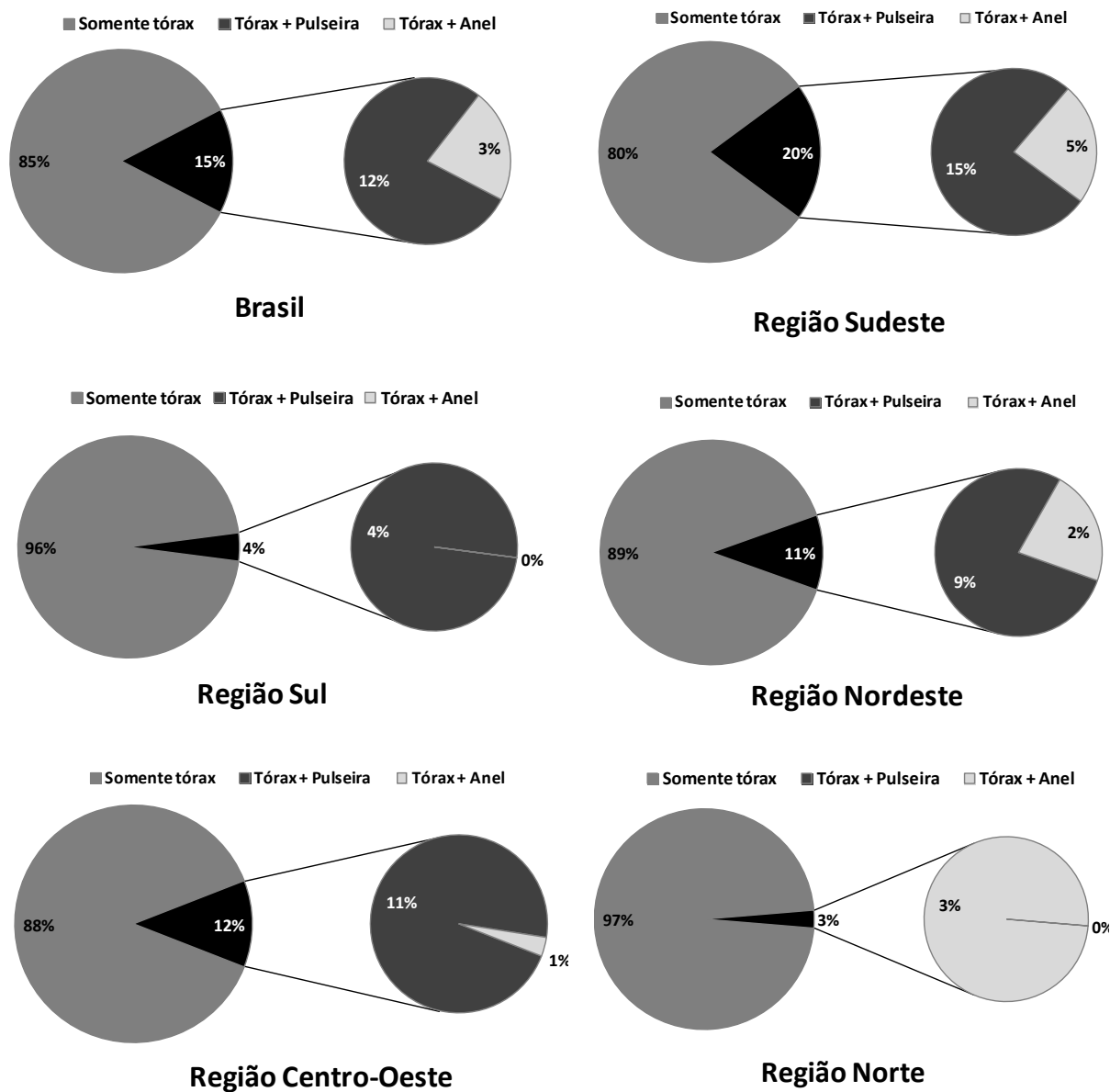


Figura 46. Comparação entre as quantidades de dosímetros de tórax e extremidade no Brasil como um todo e em cada região, no ano 2010, discriminando o percentual de anel e pulseira dosimétrica.

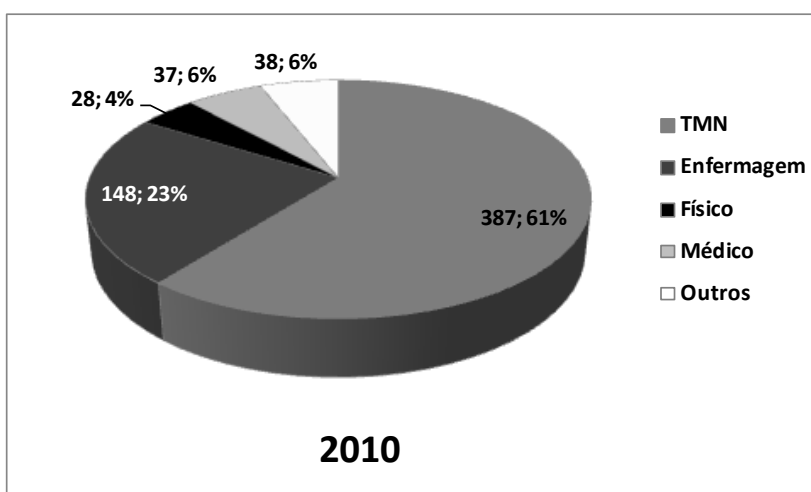
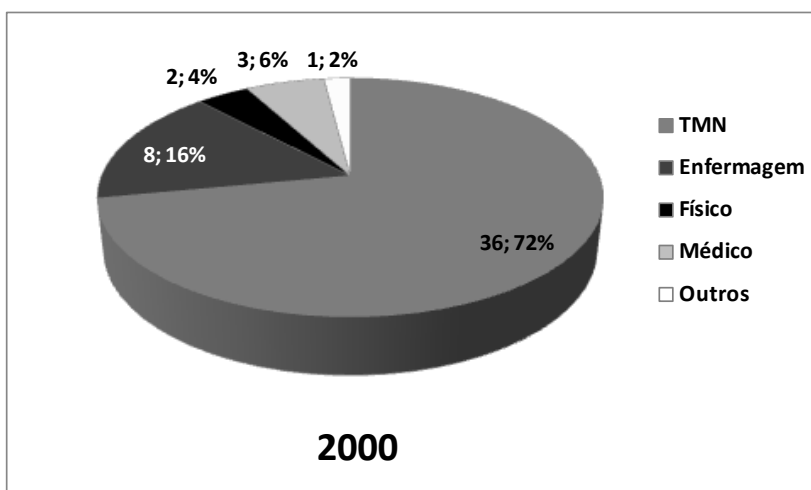
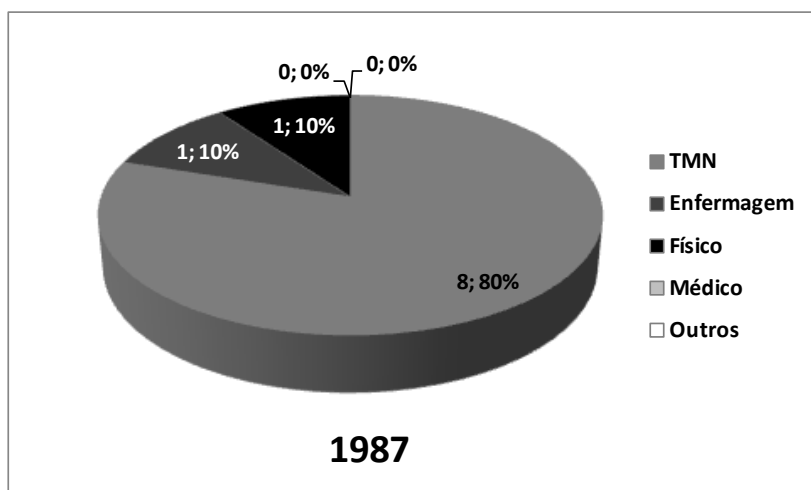


Figura 47. Distribuição, por função, dos usuários de dosímetros de extremidade no Brasil nos anos 1987, 2000 e 2010.

Analisando cada função, observa-se que em 1987 apenas 2% dos TMN eram monitorados, aumentando para 6% em 2000 e 32% em 2010. Entre profissionais de Enfermagem, em 1987, apenas 2% eram monitorados, aumentando para 3% no ano 2000 e 15% em 2010. Em 1987, não existiam Médicos com extremidades monitoradas. Em 2000, 1% dos Médicos usavam dosímetros de extremidade e, em 2010, esse valor aumentou para 4%. Em 1987, 8% dos Físicos eram monitorados. Em 2000, esse valor reduziu para 5%, pois, apesar de haver um aumento no número de profissionais atuantes nesta função, não houve aumento no número de dosímetros de extremidade utilizados. Em 2010, 23% dos Físicos eram monitorados. Todas as funções apresentaram crescimento no percentual de usuários de dosímetros de extremidade, apesar de em 2010 ainda não haver obrigatoriedade de uso de dosímetros de extremidade, apenas recomendações de uso para aqueles que pudessem receber doses de extremidade maiores que a do tórax.

4.2.3. Evolução da dose ocupacional média e coletiva de IOE de SMN do Brasil

As Figuras 48 e 49 apresentam, respectivamente, a dose coletiva anual e a dose efetiva anual média recebida por IOE de SMN, por região do Brasil entre 1987 e 2010. Pode-se observar que, apesar do número de trabalhadores estar continuamente crescendo, principalmente a partir de 2003, a dose média vem diminuindo, principalmente a partir de 2005, com pequenas flutuações, a ponto de manter a dose coletiva aproximadamente constante de 2004 a 2008 e reduzi-la nos anos de 2009 e 2010.

Os valores de dose coletiva são mais elevados na região sudeste, devido à grande concentração de IOE nesta região. Essa região, assim como as demais, apresentou aumento gradativo na dose coletiva até o ano de 2008 e redução nos anos seguintes. A região norte é a região com menores valores de dose coletiva, devido ao pequeno número de IOE, com grandes oscilações, mas uma leve tendência a aumento dessas doses, principalmente a partir de 2006, quando começa a aumentar mais fortemente o número de SMN nesta região.

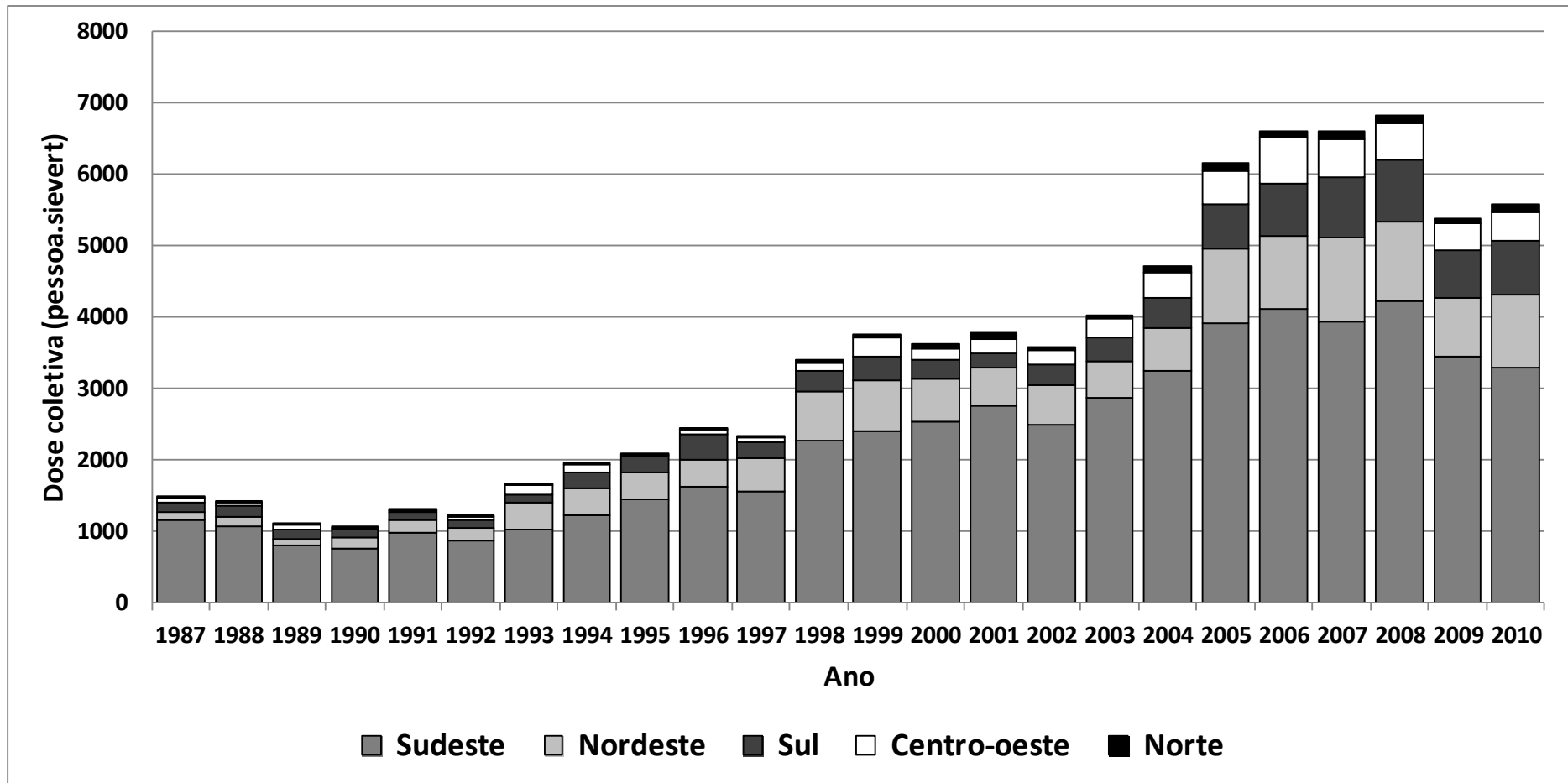


Figura 48. Dose coletiva no Brasil no período entre 1987 e 2010.

A dose efetiva anual média no Brasil como um todo e em todas as regiões do país vem apresentando redução nos últimos anos, principalmente a partir de 2005 e, mais significativamente a partir de 2009, conforme é mostrado nos gráficos das Figuras 49 e 50. O ano de 2005, quando começa uma ligeira redução na dose efetiva dos IOE, coincide com a publicação, em janeiro de 2005, da revisão da norma CNEN 3.01, conforme citado no item 2.3 deste trabalho. Outros fatos que podem ter levado a essa redução são: maior preocupação mundial com as doses ocupacionais de trabalhadores de MN; otimização da proteção radiológica; atuação mais frequente do Supervisor de Proteção Radiológica; aumento do número de profissionais, e consequente distribuição do trabalho na rotina diária, entre outros. A partir de 2004 houve um ligeiro aumento da dose efetiva média no Brasil, seguida de uma redução da dose a partir de 2006. Esse aumento coincide com o aumento do número de equipamentos de PET no país e a redução da dose pode indicar uma adaptação dos procedimentos de radioproteção nesse tipo de procedimento.

A dose média na região Sudeste é bastante próxima da dose média no Brasil, pois concentra o maior percentual de IOE do país. Na região Sudeste, a dose efetiva anual manteve-se aproximadamente constante (valor próximo a 2 mSv) entre os anos de 1996 e 2006, quando sofre uma redução para aproximadamente 1 mSv a partir de 2009.

A região Sul apresentou uma redução nos valores de dose efetiva anual média, principalmente a partir de 1996, com redução de 3,1 mSv para pouco mais de 1 mSv por ano. A partir desse ano, as doses médias ficaram em torno de 1,5 a 2 mSv por ano, com pequenas variações anuais e redução para aproximadamente 1 mSv por ano em 2009 e 2010. As doses médias são semelhantes às do Brasil, exceto no período de 1994 a 1996, quando as doses médias foram maiores na região Sul, passando de 3 mSv em 1993, enquanto a dose média no Brasil era de 1,9 mSv.

A região Nordeste apresentou um aumento da dose efetiva anual média dos IOE entre 1993 e 1994 e entre 1997 e 1998 e, após este ano, vem reduzindo as doses anuais de seus IOE, ficando em torno de 1,5 mSv/ano a partir de 2001. No período compreendido entre os anos 1987 a 2000 as doses médias anuais da região Nordeste foram maiores que as médias anuais no Brasil. Após 2004, os valores são semelhantes à média do país.

A região Centro Oeste apresentou grandes flutuações nas doses efetivas anuais médias recebidas pelos IOE, com redução para menos de 2 mSv/ano em 2007 e 2008 e pouco mais de 1 mSv/ano nos anos de 2009 e 2010.

As doses efetivas médias da região Norte apresentaram aumento de 1997 até 2003, período em que essas doses se mantiveram aproximadamente constantes e próximas de 3 mSv/ano, com redução para cerca de 2 a 2,5 mSv/ano entre 2004 e 2008, quando ocorre uma redução destas doses para menos de 1 mSv/ano.

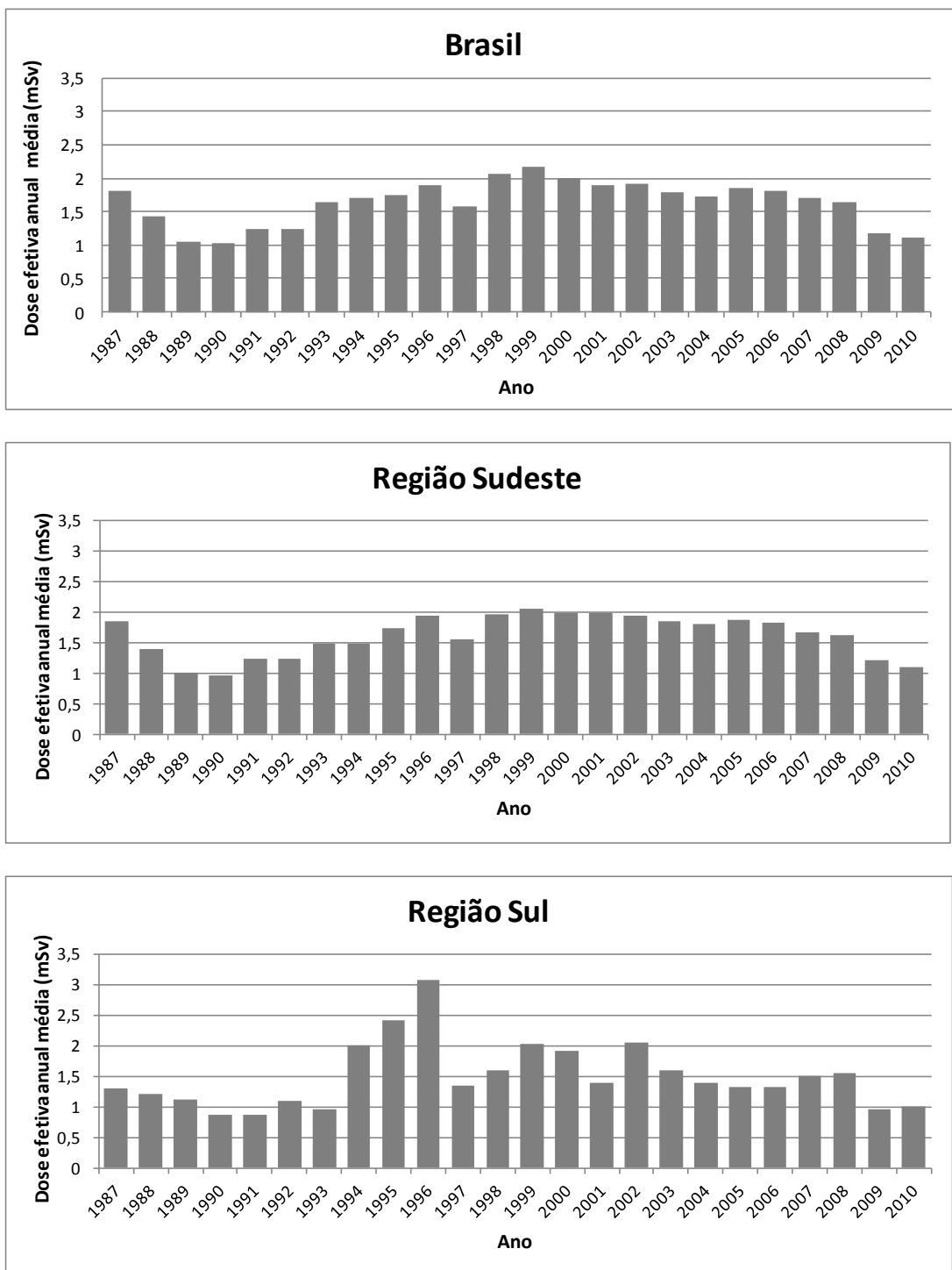


Figura 49. Doses efetivas médias anuais, em mSv, para o país como um todo e para as regiões Sudeste e Sul do país, no intervalo entre os anos 1987 e 2010.

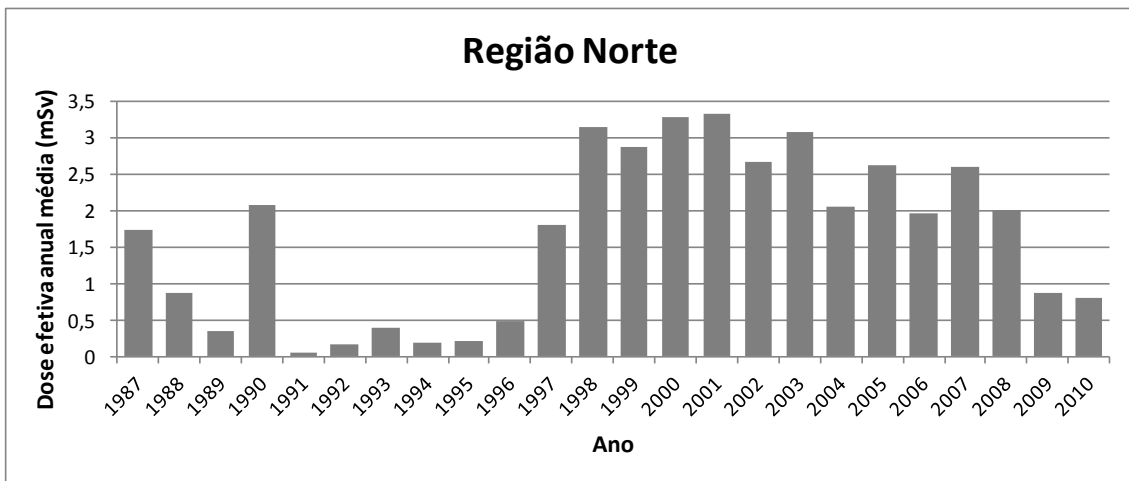
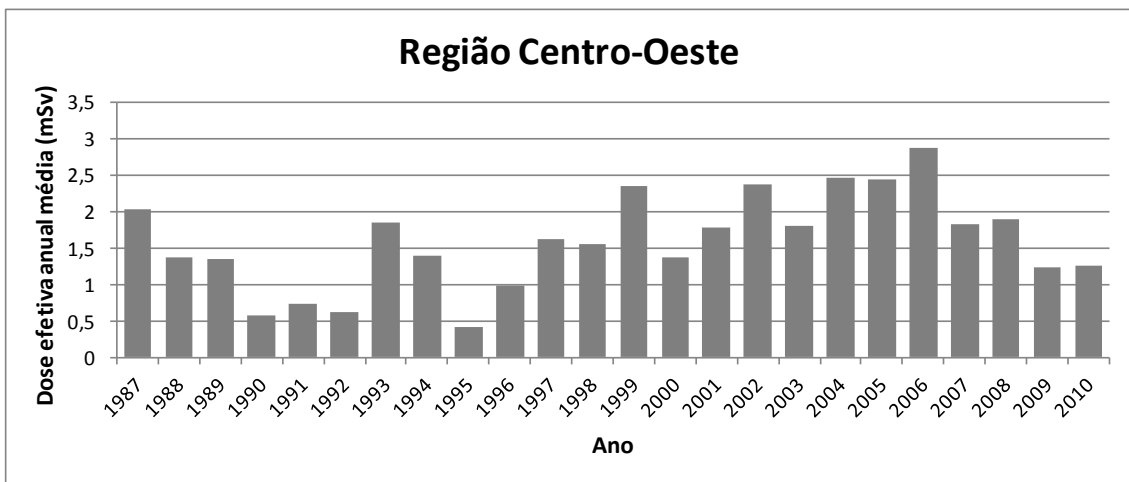
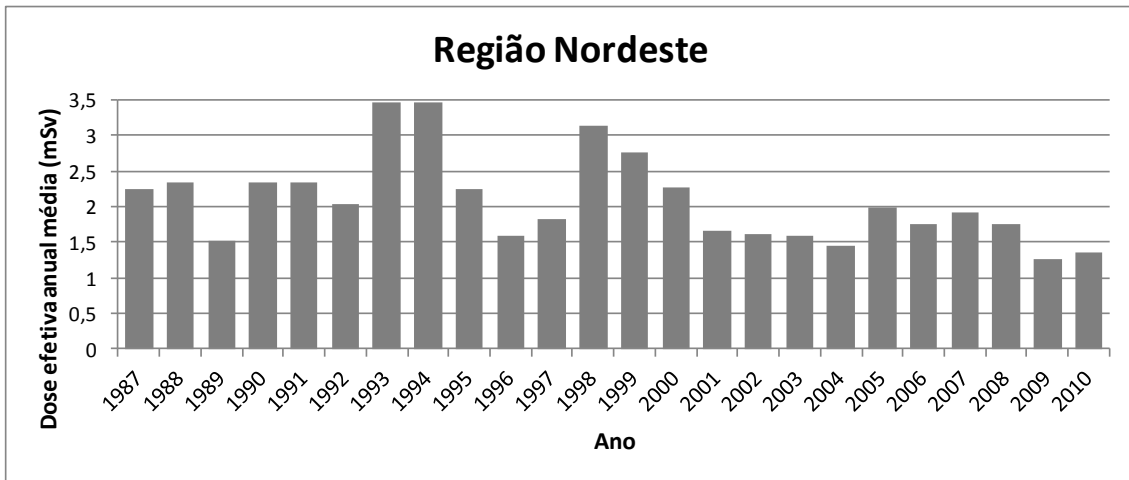


Figura 50. Doses efetivas médias anuais, em mSv, para as regiões Nordeste, Centro-Oeste e Norte do país no intervalo entre os anos 1987 e 2010.

4.2.4. Análise da dose ocupacional por função do IOE de SMN do Brasil

A Figura 51 apresenta a distribuição das doses médias anuais dos IOE de SMN, por função, de 1987 e 2010. Todas as funções vêm sofrendo redução da dose efetiva, principalmente a partir de 2005. As maiores doses médias são recebidas por TMN e de Enfermagem. A Figura 52 apresenta histogramas com valores de doses efetivas anuais para as funções de TMN, Médicos, Enfermagem e Físicos do Brasil nos anos 1987 e 2010. Pode-se observar que, em ambos os anos, cerca de 40% das doses anuais registradas para os TMN e para a Enfermagem foram acima de 1 mSv, que é o limite de dose efetiva anual para público. No caso dos Médicos, em 1987, quando muitos faziam algumas atividades atualmente desenvolvidas por TMN e Enfermagem, cerca de 20% de suas doses anuais foram maiores do que 1 mSv, mas em 2010, menos de 10% estavam acima deste valor. No caso dos Físicos, apenas cerca de 5% das doses efetivas anuais ficaram acima de 1 mSv. Pode-se observar melhor essas afirmações nas Figuras 53 a 56.

Fazendo uma análise das altas doses efetivas nos anos 1987 e 2010, apresentadas na Figura 52, observou-se que em 1987, 3 TMN e 2 Médicos receberam doses acima de 20 mSv, com dois desses TMN tendo recebido doses maiores do que 50 mSv. Em 2010, 8 TMN, 2 profissionais de Enfermagem e 1 Médico receberam doses acima de 20 mSv, entretanto, nenhum deles recebeu dose acima de 50 mSv. Os dados apresentados podem ser vistos com mais detalhes na Tabela 28.

De acordo com os dados apresentados nas Figuras 53 e 54, no caso dos TMN e Equipe de Enfermagem, observa-se um grande percentual de profissionais com dose zero, mas existe uma distribuição com maior número de profissionais com doses mais elevadas, quando comparados com as funções de Médicos e Físicos. Comparando os anos 1987 e 2010, observa-se que a distribuição das doses entre as funções é semelhante nos dois anos, mas somente os TMN apresentaram redução de percentual de profissionais com dose zero e aumento do percentual das demais doses, com exceção da Enfermagem com doses mais altas, entre 6 e 20 mSv. Esse fato pode ter ocorrido em virtude do crescente número de exames de MN e maior divisão das tarefas, conforme já mencionado anteriormente. Em 2010, os TMN estão mais presentes e manipulando atividades cada vez maiores de material radioativo e desempenhando cada vez mais tarefas dentro da função, como controle de qualidade dos radiofármacos, manipulação de radionuclídeos com maiores energias, como ^{18}F , maior quantidade de exames mais complexos. O mesmo ocorre com os profissionais

de Enfermagem, que administram os radiofármacos e auxiliam cada vez mais pacientes, incluindo pacientes de PET.

Tabela 28. Dose efetiva: valores mínimos, máximos, médios, medianos e de 3º quartil.

TMN - Dose efetiva (mSv)						
Ano	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	3º Quartil	N
1987	0	68,04	2,65	0,4	3,3	351
1990	0	28,20	1,75	0,20	1,26	412
1995	0	60,80	3,01	0,30	3,06	478
2000	0	59,30	3,56	1,00	5,30	636
2005	0	68,95	3,83	1,90	5,90	937
2010	0	34,80	2,29	0,55	3,30	1401

Enfermagem - Dose efetiva (mSv)						
Ano	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	3º Quartil	N
1987	0	9,83	1,49	0,39	2,28	54
1990	0	9,10	1,45	0,28	2,28	82
1995	0	55,80	1,87	0	1,68	142
2000	0	37,60	6,06	0,43	3,90	259
2005	0	40,32	2,72	0,40	4,05	647
2010	0	47,50	1,64	0,20	2,08	1007

Médicos - Dose efetiva (mSv)						
Ano	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	3º Quartil	N
1987	0	47,30	1,54	0	0,89	249
1990	0	12,26	0,42	0	0,35	307
1995	0	18,60	0,70	0	0,45	352
2000	0	25,60	0,58	0	0,30	588
2005	0	19,85	0,44	0	0,30	1032
2010	0	20,20	1,64	0	0,20	1437

Físicos - Dose efetiva (mSv)						
Ano	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	3º Quartil	N
1987	0	6,13	0,81	0	0,50	14
1990	0	4,72	0,62	0,20	0,50	25
1995	0	12,20	0,66	0	0,37	26
2000	0	7,49	0,58	0	0,29	56
2005	0	5,33	0,30	0	0,20	104
2010	0	9,20	0,29	0	0	254

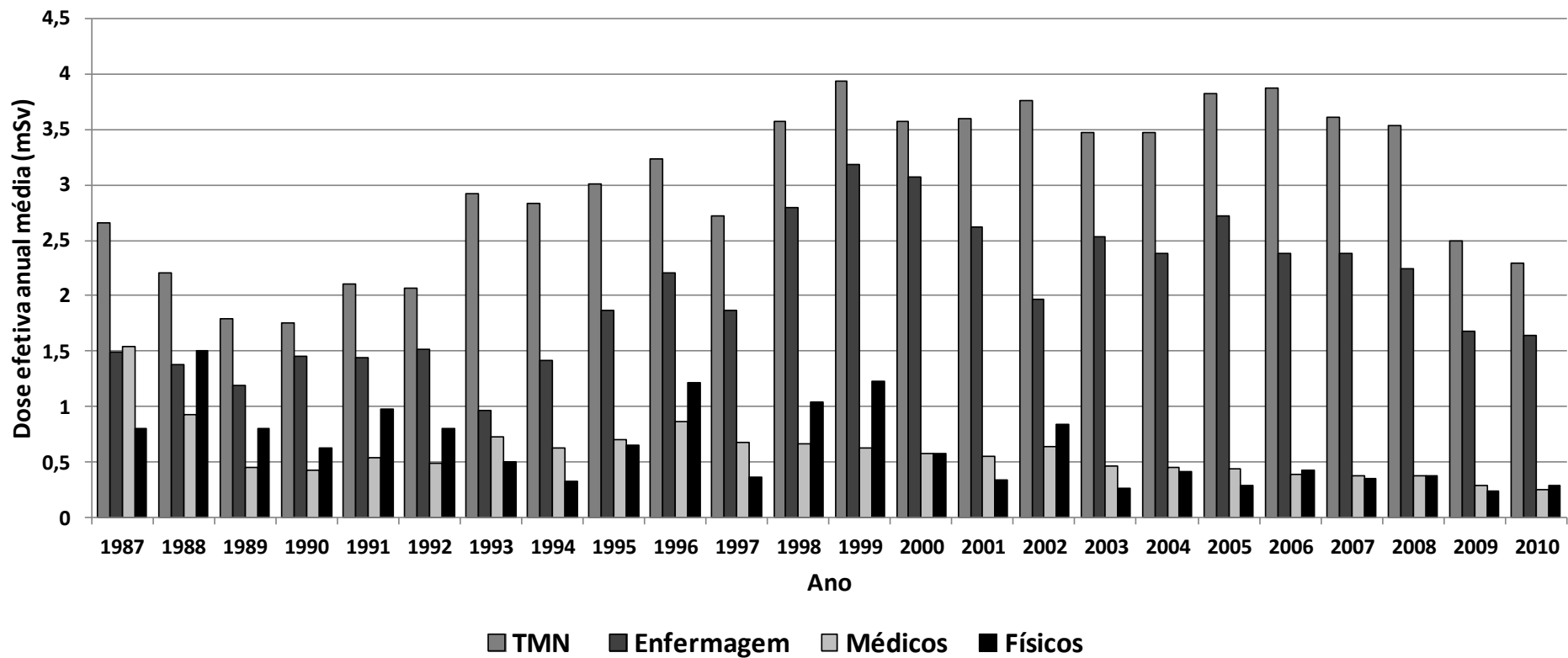


Figura 51. Dose efetiva anual média para as diferentes funções, no período entre 1987 e 2010.

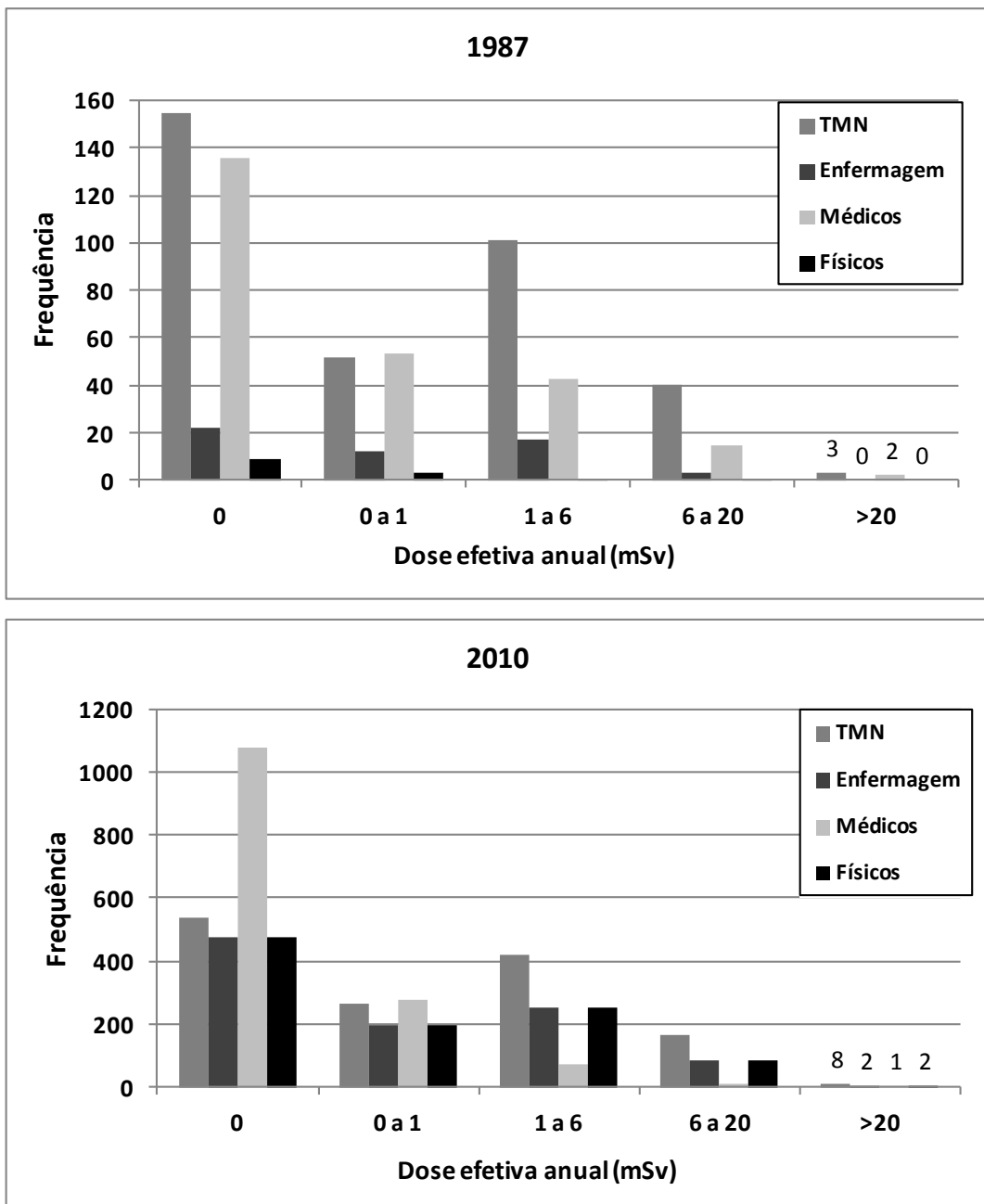


Figura 52. Histogramas comparativos entre as frequências das doses efetivas anuais (mSv) nos anos 1987 e 2010 para as funções: TMN, Médicos, Enfermagem e Físicos.

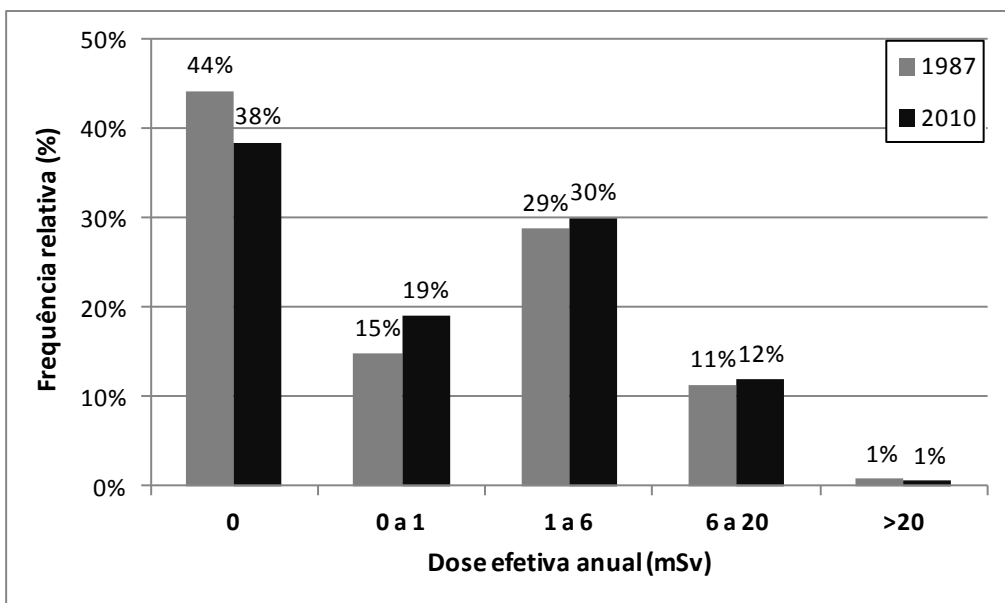


Figura 53. Histograma comparativo entre as doses efetivas anuais de TMN nos anos 1987 e 2010.

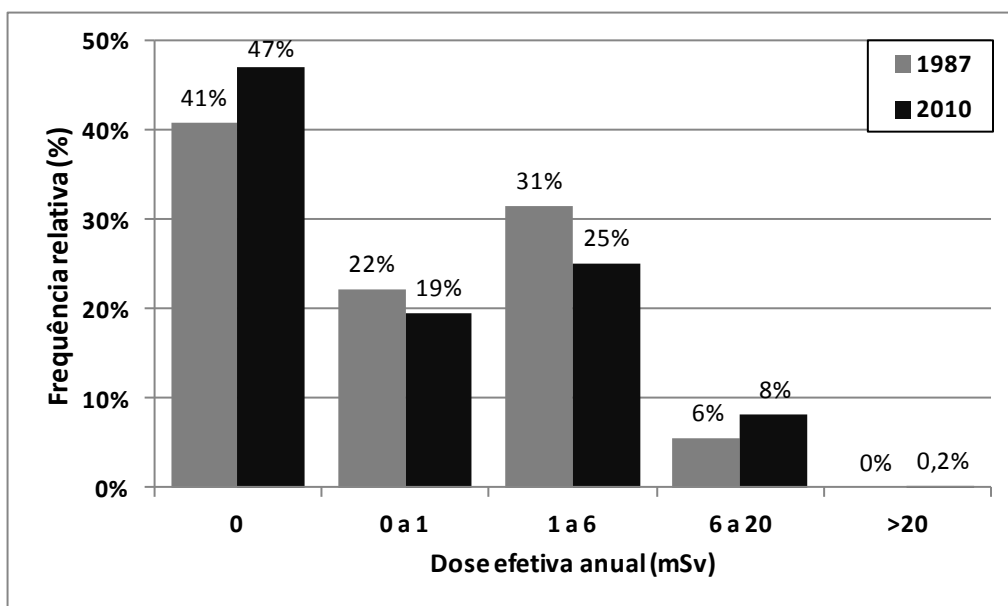


Figura 54. Histograma comparativo entre as doses efetivas anuais dos profissionais da Enfermagem nos anos 1987 e 2010.

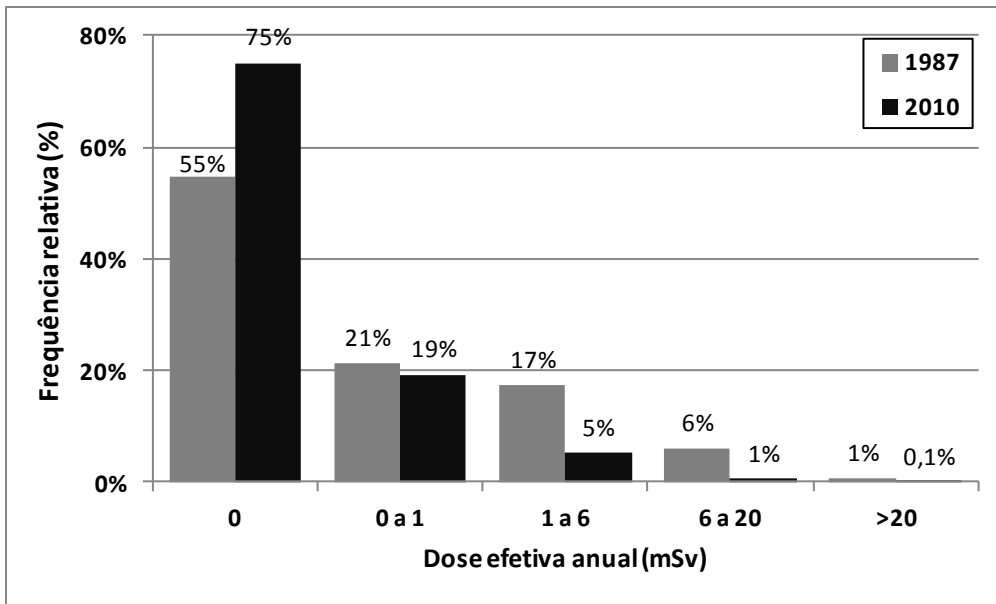


Figura 55. Histograma comparativo entre as doses efetivas anuais de Médicos nos anos 1987 e 2010.

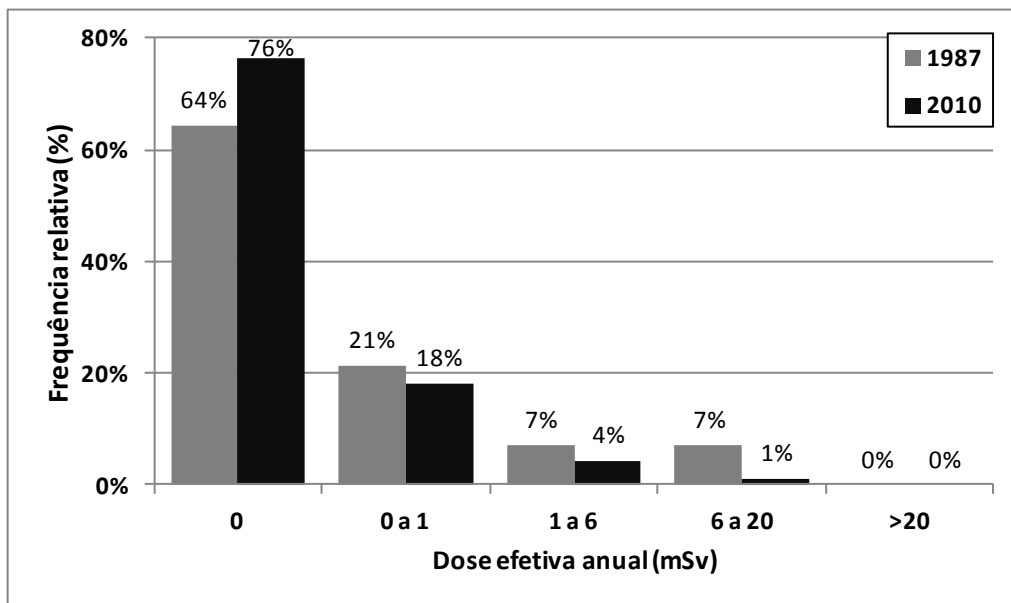


Figura 56. Histograma comparativo entre as doses efetivas anuais de Físicos nos anos 1987 e 2010.

As Tabelas 29 e 30 apresentam um resumo dos dados de doses recebidas pelos TMN, profissionais de Enfermagem, Médicos e Físicos de todo o Brasil, nos anos 1987, 1990, 1995, 2000, 2005 e 2010. Nestas tabelas estão listados os valores mínimos e máximos, média, mediana, 3º quartil e número de profissionais referentes às doses equivalentes de anel e pulseira para os anos citados.

Em 1987 somente 10 profissionais utilizavam dosímetros de extremidade, todos anéis dosimétricos, com destaque para TMN, que apresentavam as doses mais altas, com 4 TMN com dose anual entre 50 e 150 mSv. Profissionais de Enfermagem e Físicos apresentavam doses mais baixas e menor número de profissionais utilizando dosímetros de extremidade: 2 profissionais de Enfermagem com dose máxima de 0,7 mSv e 1 Físico com dose de 35,60 mSv. Em 1987, Médicos não utilizavam dosímetros de extremidade.

O ano 2004 foi o último ano em que o número de anéis dosimétricos ultrapassou o número de pulseiras dosimétricas em SMN. Nesse ano, 104 IOE de SMN de todo o Brasil utilizavam anéis e 102 utilizavam pulseiras, totalizando 206 dosímetros de extremidade sendo utilizados. A partir deste ano, as pulseiras passaram a ser cada vez mais frequentes entre os IOE nos SMN. As Figuras 57 e 58 apresentam histogramas com as doses equivalentes anuais de anel e pulseira, respectivamente, para as funções: TMN, Enfermagem, Médicos e Físicos de todo o Brasil no ano 2004. Pode-se observar que uma maior quantidade de TMN apresentaram doses menores, na faixa de 0 a 10 mSv para pulseira. As duas maiores doses neste ano registradas por IOE utilizando anéis dosimétricos foram 289 mSv e 764,6 mSv, ambas para TMN. E a maior dose registrada pelo uso de pulseiras dosimétricas foi 91,4 mSv, também por um TMN. A maior dose recebida por um profissional de Enfermagem foi 45,5 mSv para anel e 34,6 mSv para pulseira dosimétrica.

Em 2010, 651 profissionais utilizavam dosímetros de extremidade, sendo 154 anéis dosimétricos e 497 pulseiras dosimétricas. As Figuras 59 e 60 apresentam histogramas com as doses equivalentes anuais de anel e pulseira, respectivamente, para as funções: TMN, Enfermagem, Médicos e Físicos de todo o Brasil no ano 2010. As doses mais altas foram recebidas pela equipe de Enfermagem (177,10 mSv) e TMN (151,60 mSv e 151,80 mSv), todas registrados por anéis dosimétricos. A dose mais alta registrada por uma pulseira dosimétrica em 2010 foi de 107,50 mSv, para um TMN. Apesar dessas altas doses, a maior quantidade de profissionais de Enfermagem e TMN receberam doses de extremidade anuais entre 0 e 10 mSv.

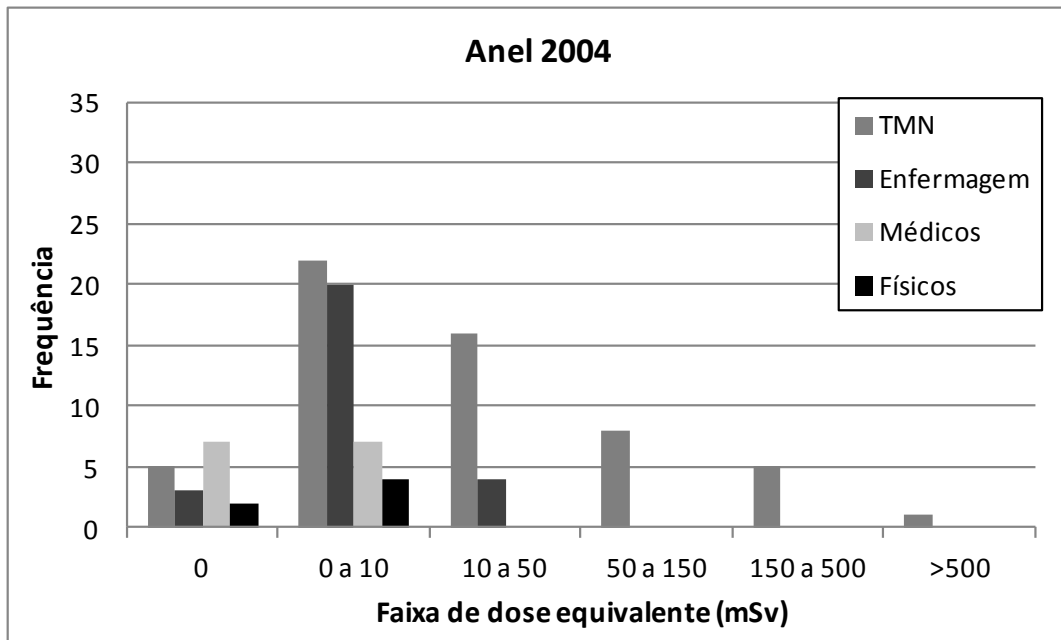


Figura 57. Histograma das doses equivalentes anuais de anel (mSv) no ano 2004 para as funções: TMN, Enfermagem, Médicos e Físicos.

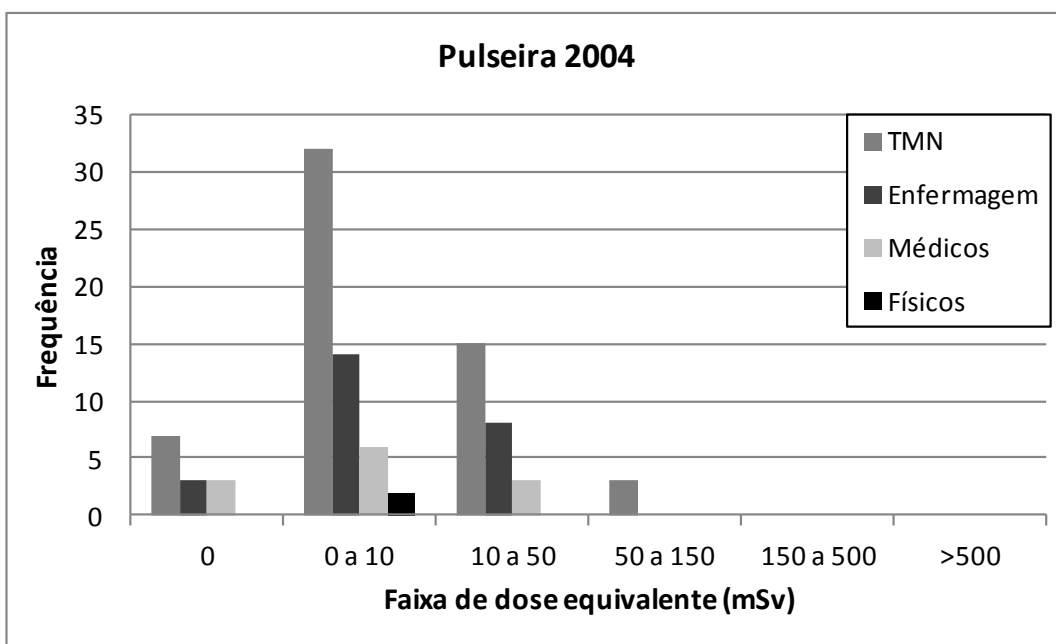


Figura 58. Histograma das doses equivalentes anuais de pulseira (mSv) no ano 2004 para as funções: TMN, Enfermagem, Médicos e Físicos.

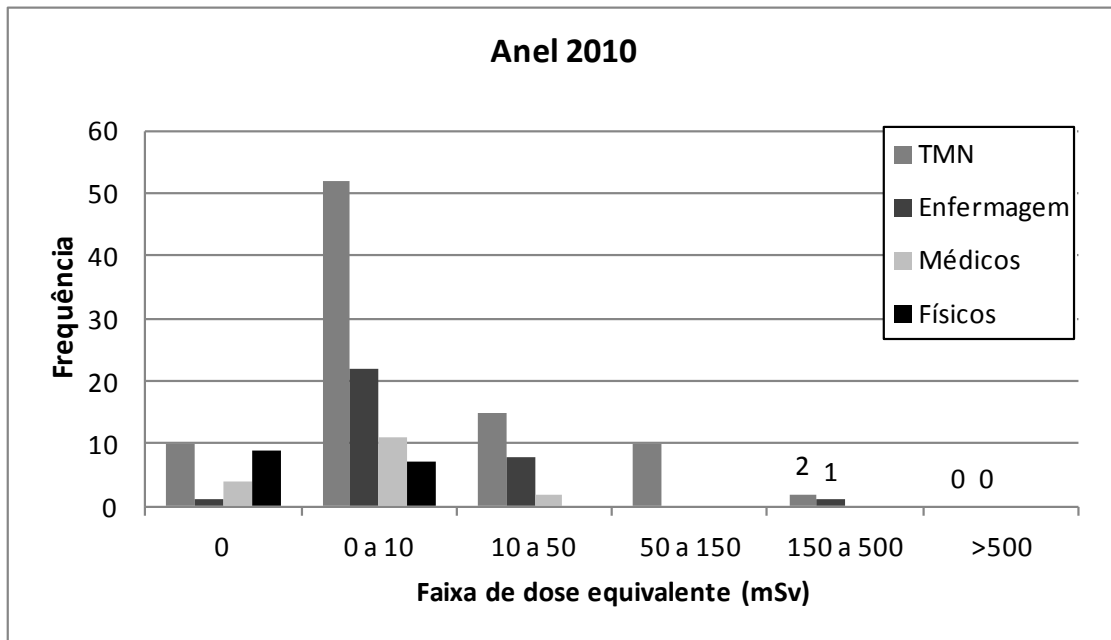


Figura 59. Histograma das doses equivalentes anuais de anel (mSv) no ano 2010 para as funções: TMN, Médicos, Enfermagem e Físicos.

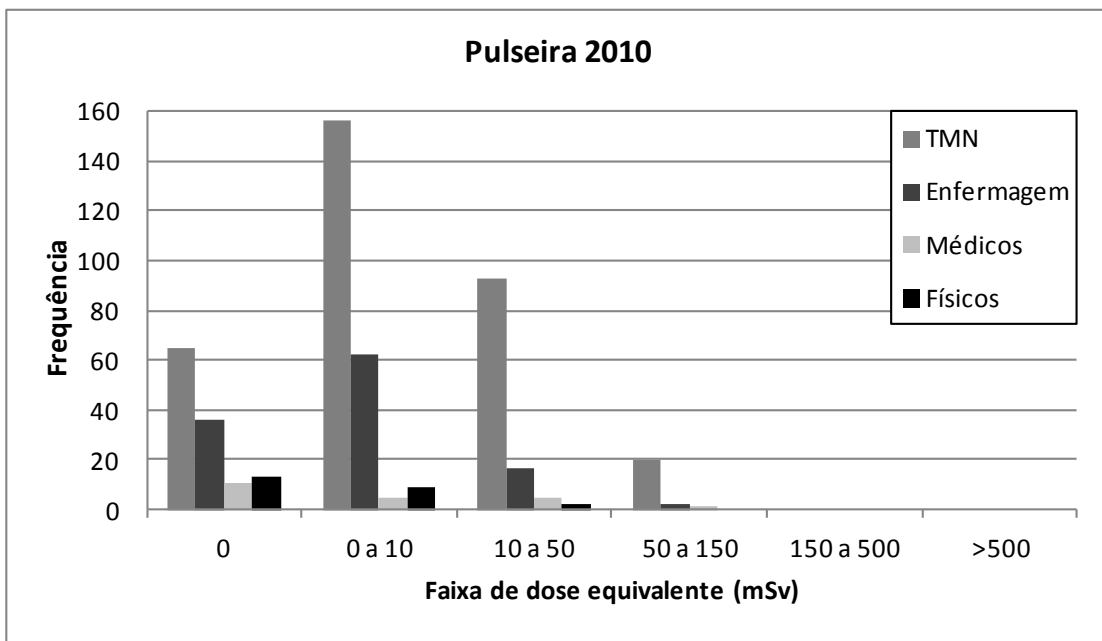


Figura 60. Histograma das doses equivalentes anuais de pulseira (mSv) no ano 2010 para as funções: TMN, Médicos, Enfermagem e Físicos.

Tabela 29. Dose equivalente para anel dosimétrico: valores mínimos, máximos, médios, medianos e de 3º quartil.

TMN - Dose equivalente - anel (mSv)						
Ano	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	3º Quartil	N
1987	1,7	74,1	41,58	41,45	65,58	7
1990	0	75,10	19,41	4,30	37,30	17
1995	0	55,80	5,82	0,40	4,50	31
2000	0	84,70	10,86	1,50	6,60	21
2005	0	96,30	16,44	3,05	25,73	74
2010	0	151,8	20,12	3,90	15,60	89
Enfermagem - Dose equivalente - anel (mSv)						
Ano	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	3º Quartil	N
1987	0	0,7	0,35	0,35	0,53	2
1990	0	2,5	0,77	0,5	1,2	7
1995	0	1,0	0,17	0	0	6
2000	3,90	13,10	7,45	6,40	9,35	4
2005	0	49,20	6,20	1,40	4,60	25
2010	0	177,10	12,05	3,45	14,78	32
Médicos - Dose equivalente - anel (mSv)						
Ano	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	3º Quartil	N
1987	-	-	-	-	-	0
1990	-	-	-	-	-	0
1995	-	-	-	-	-	0
2000	0	2,30	1,15	1,15	1,73	2
2005	0	10,40	1,47	0,20	1,55	15
2010	0	44,40	5,18	1,20	3,70	17
Físicos - Dose equivalente - anel (mSv)						
Ano	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	3º Quartil	N
1987	35,6	35,6	35,6	35,6	35,6	1
1990	1,00	14,40	5,67	1,60	8,00	3
1995	0	5,5	2,98	3,20	5,05	4
2000	1,60	5,30	3,45	3,45	4,38	2
2005	0	4,20	1,51	1,60	2,10	8
2010	0	6,00	0,89	0	0,95	16

Tabela 30. Dose equivalente para pulseira dosimétrica: valores mínimos, máximos, médios, medianos e de 3º quartil.

TMN - Dose equivalente - Pulseira (mSv)						
Ano	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	3º Quartil	N
1987	-	-	-	-	-	0
1990	2,5	11,16	5,29	4,23	6,01	8
1995	0	62,00	17,51	12,00	27,15	17
2000	0,18	06,30	13,75	6,28	13,19	15
2005	0	330,20	21,02	10,30	23,40	125
2010	0	107,50	12,28	4,40	17,75	334

Enfermagem - Dose equivalente - Pulseira (mSv)						
Ano	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	3º Quartil	N
1987	-	-	-	-	-	0
1990	0	1,06	0,29	0,15	0,34	6
1995	5,30	25,90	15,10	14,10	20,00	3
2000	3,22	6,69	4,17	3,39	4,26	4
2005	0	52,50	7,98	3,30	7,50	45
2010	0	85,12	6,11	1,90	6,50	117

Médicos - Dose equivalente - Pulseira (mSv)						
Ano	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	3º Quartil	N
1987	-	-	-	-	-	0
1990	-	-	-	-	-	0
1995	1,98	1,98	1,98	1,98	1,98	1
2000	11,26	11,26	11,26	11,26	11,26	1
2005	0	26,68	3,49	0,73	2,53	16
2010	0	88,00	9,78	0,10	11,39	22

Físicos - Dose equivalente - Pulseira (mSv)						
Ano	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	3º Quartil	N
1987	-	-	-	-	-	0
1990	-	-	-	-	-	0
1995	-	-	-	-	-	0
2000	-	-	-	-	-	0
2005	0,34	20,80	4,77	0,90	1,40	5
2010	0	39,31	3,28	0	0,48	24

4.3. Comparação entre os dados do GDOSE e das medições nos SMN

Nas Tabelas 31 e 32 foram organizados os valores de doses máximas, médias, medianas e 3º quartil, obtidos dos registros do GDOSE para o ano de 2010 para dosímetros de anel, de pulseira e de tórax, comparados com os valores obtidos nas medições dos SMN, nos pontos referentes à base do dedo indicador de maior dose, punho e tórax, de procedimentos de preparação (realizados por TMN, incluindo os dados da estagiária que não tinham sido usados anteriormente) e injeção (realizados pela Enfermagem) em SPECT.

Tabela 31. Doses máxima, média, mediana e 3º quartil para os procedimentos de preparação do radiofármaco para SMN com SPECT, extraídas do GDOSE no ano de 2010 e obtidas nas medições nos SMN.

SPECT - Preparação - TMN						
Distribuição de valores de dose	GDOSE 2010			Medição SMN		
	Anel H _P (0,07)	Pulseira H _P (0,07)	Tórax H _x	Base do dedo de maior dose H _P (0,07)	Punho H _P (0,07)	Tórax H _P (10)
Máximo	151,80	107,5	34,80	393,48	52,47	5,73
Média	20,12	12,28	2,29	245,31	27,98	1,40
Mediana	3,90	4,40	0,55	251,89	30,66	0,80
3º quartil	15,6	17,75	3,3	334,50	31,58	1,45

Tabela 32. Doses máxima, média, mediana e 3º quartil para os procedimentos de preparação do radiofármaco para SMN com SPECT, extraídas do GDOSE no ano de 2010 e obtidas nas medições nos SMN.

SPECT - Injeção - Enfermagem						
Distribuição de valores de dose	GDOSE 2010			Medição SMN		
	Anel H _P (0,07)	Pulseira H _P (0,07)	Tórax H _x	Base do dedo de maior dose H _P (0,07)	Punho H _P (0,07)	Tórax H _P (10)
Máximo	177,1	85,12	47,50	71,57	8,59	5,73
Média	12,05	6,11	1,64	40,87	5,76	4,06
Mediana	3,45	1,90	0,20	43,10	5,82	5,09
3º quartil	14,78	6,5	2,08	63,52	6,45	5,64

Em geral, os valores obtidos nas medições das mãos em SMN são maiores que os valores extraídos do GDOSE. Isto indica que, talvez, os dosímetros de extremidade não estejam sendo usados ou estejam sendo colocados em outras posições, como bolso. Para a dose de tórax, parece ocorrer o inverso: doses maiores no GDOSE do que nas medições. Esse fato era esperado, uma vez que o dosímetro oficial dos SMN são utilizados pelos IOE em várias práticas, incluindo vários radionuclídeos diferentes, tais como ^{67}Ga e ^{131}I ; realização de mais práticas que as medidas neste trabalho; além de irradiações acidentais apenas do dosímetro, como no caso de contaminação ou algum tipo de má prática.

As Figuras 61 a 63 apresentam histogramas comparativos, para TMN, entre as doses anuais extrapoladas das medições nos SMN de SPECT e os valores de dose registrados no GDOSE para o ano de 2010. No caso de dose equivalente de extremidade, os valores do GDOSE para pulseiras foram multiplicados por um fator 20, e para anel, o fator foi 1, conforme sugerido na Tabela 26 (página 81). No caso de dose equivalente de cristalino, o valor registrado para tórax no GDOSE foi multiplicado por um fator 2 (Tabela 26).

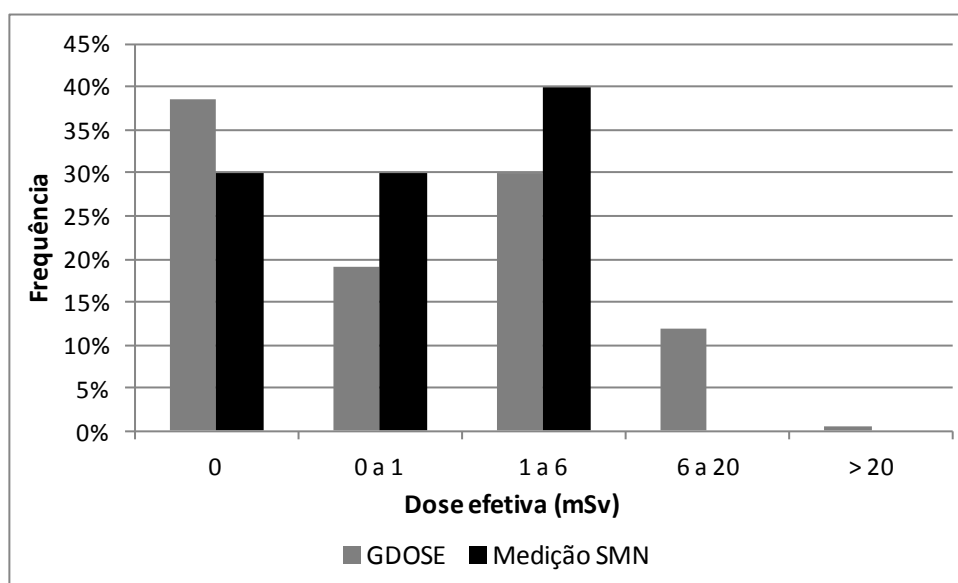


Figura 61. Histograma comparativo entre as frequências relativas das doses efetivas extraídas do GDOSE e as obtidas nas medições nos SMN para TMN em procedimentos de preparação.

No tórax, muitas vezes os valores obtidos nas medições realizadas neste trabalho foram menores do que o limite inferior de detecção. Estes resultados estão de acordo com os muitos valores "zero" extraídos do GDOSE para o dosímetro de tórax. Há uma razoável concordância entre as estimativas de dose efetiva feitas neste

trabalho e os dados do GDOSE. Valores mais elevados registrados podem estar sendo medidos em SMN que não tenham radioproteção tão bem implementada quanto os estudados neste trabalho.

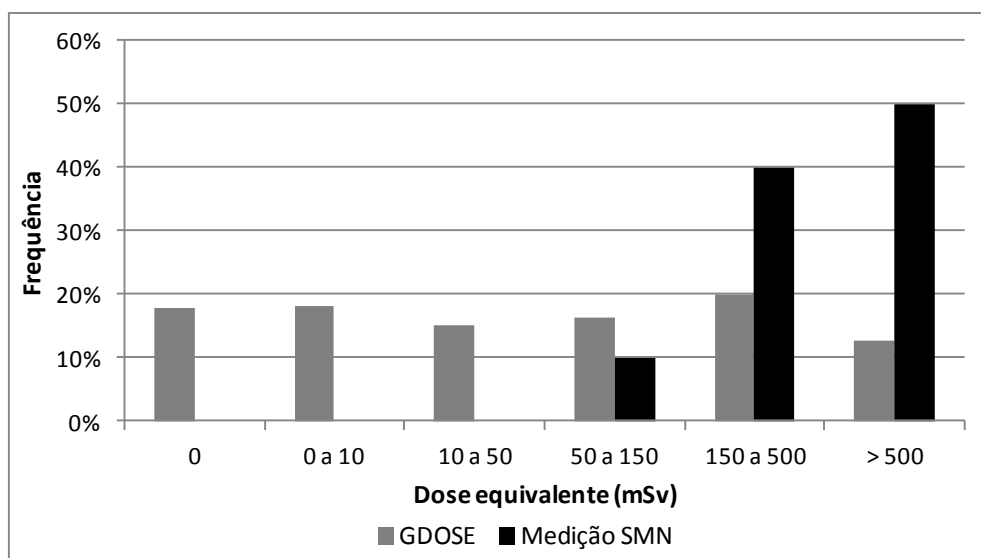


Figura 62. Histograma comparativo entre as frequências relativas das estimativas de dose equivalente de extremidade com dados extraídos do GDOSE e obtidos nas medições nos SMN para TMN em procedimentos de preparação.

Na Figura 62, pode-se observar muitos casos de doses anuais de extremidade registrados no GDOSE com valores zero (todos os valores mensais abaixo do nível de registro mensal de 0,2 mSv são considerados zero). Como durante as medições nos SMN todos os TMN tiveram doses mensais extrapoladas acima de 0,2 mSv (punho e dedos), há uma clara indicação de mau uso (ou não uso) dos dosímetros de extremidade. Outro fator que pode estar causando interpretação errônea dos dados de extremidade do GDOSE é o caso de TMN que trabalham em SMN com pouca demanda de exames, ou que atuam apenas fora da radiofarmácia, por exemplo, realizando exames de imagem. Outra causa de subestimativa da dose equivalente de extremidade é o uso do dosímetro na mão menos exposta.

De qualquer forma, TMN têm alta probabilidade de receberem dose equivalente de extremidade acima do limite anual de 500 mSv (~13% com dados do GDOSE e ~50% com dados das medições deste trabalho).

As primeiras colunas do histograma da Figura 63 apresentam comportamento semelhante ao da Figura 61 e as mesmas justificativas tanto para os valores zero quanto para a presença de valores de doses mais altas do que as medições. No mais, os resultados das estimativas do GDOSE e os dados extrapolados das medições de dose equivalente de cristalino são compatíveis entre si.

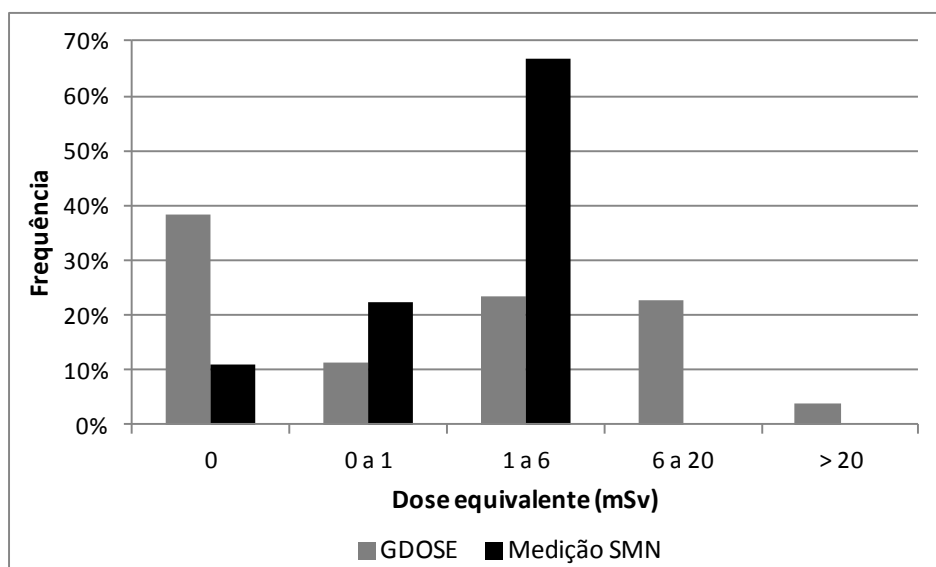


Figura 63. Histograma comparativo entre as frequências relativas das estimativas de dose equivalente no cristalino com dados extraídos do GDOSE e das medições nos SMN para TMN em procedimentos de preparação.

As Figuras 64 e 65 apresentam os mesmos histogramas comparativos apresentados nas Figuras 61 e 62, agora para profissionais de Enfermagem, que realizam a injeção dos radiofármacos. Neste caso, os fatores usados para estimar a dose equivalente de extremidade a partir de dados foi 2 e 13, respectivamente, para anel e pulseira. Na prática de injeção, espera-se que a dose recebida no tórax seja maior que no cristalino devido à distância do material radioativo. Entretanto, em termos de radioproteção, o dosímetro de tórax parece fornecer uma boa estimativa para dosimetria de cristalino. O valor da dose efetiva, estimado pelo dosímetro de tórax, foi adotado como sendo igual ao valor da dose equivalente de cristalino. Neste caso, o gráfico para dose de cristalino é igual ao da dose de tórax (Figura 64).

Na Figura 64, pode-se ver que, usando a estimativa extrapolada das medições na atividade de injeção, com boas práticas, espera-se que as doses efetivas anuais destes IOE variem entre 1,0 e 6,0 mSv. Desconsiderando as doses zero, há concordância entre os dados registrados no GDOSE e os medidos neste trabalho. Novamente, a justificativa para a grande concentração de doses zero (47%) deve ser falta de uso do dosímetro ou baixa demanda de procedimentos. Apenas 1 dose registrada no GDOSE em 2010 ultrapassou o limite anual de dose efetiva. Neste tipo de prática, parece não ser necessária a monitoração individual adicional de cristalino.

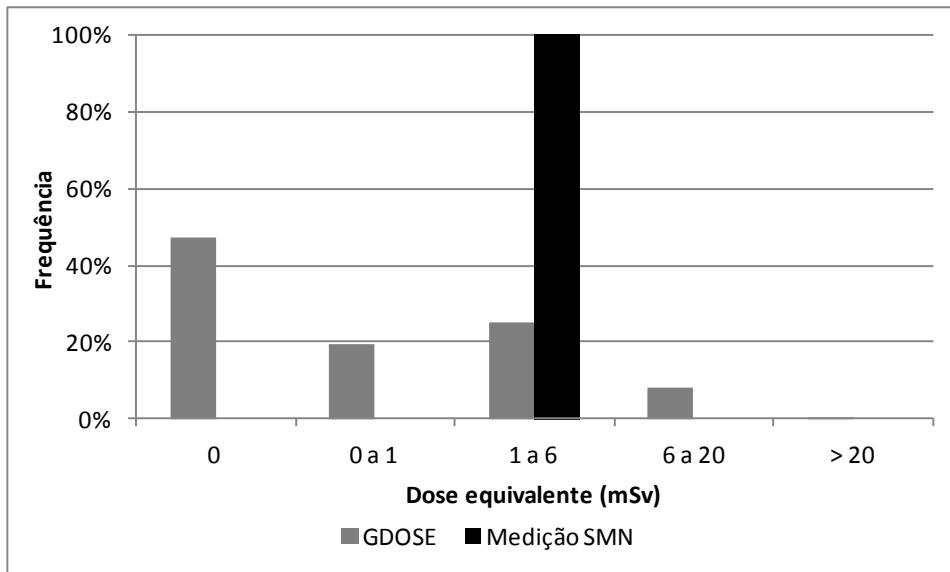


Figura 64. Histograma comparativo entre as frequências relativas das doses efetivas extraídas do GDOSE e as obtidas nas medições nos SMN para Enfermagem em procedimentos de injeção.

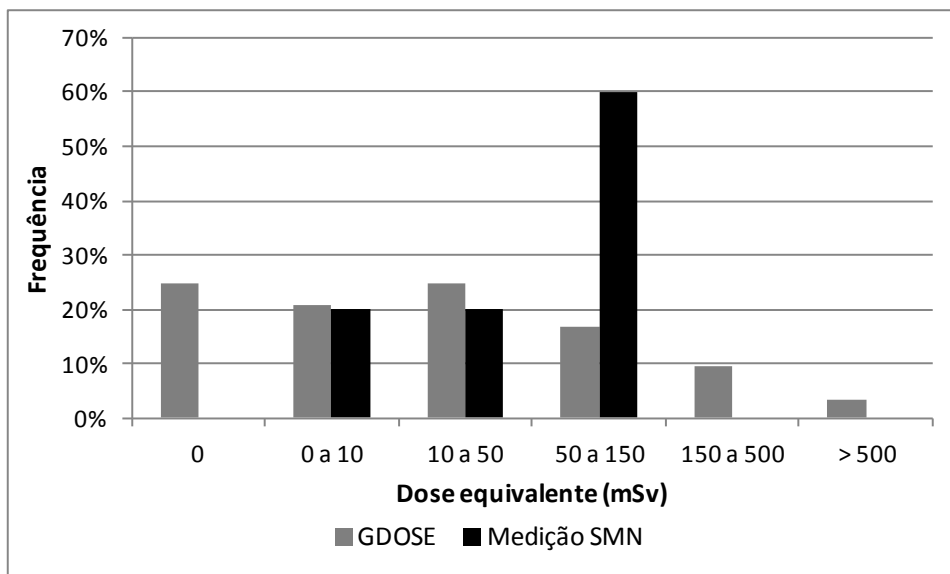


Figura 65. Histograma comparativo entre as frequências relativas das estimativas de maior dose equivalente de extremidade com dados extraídos do GDOSE e obtidos nas medições nos SMN para Enfermagem em procedimentos de injeção.

Na Figura 65, podem-se observar muitos casos de doses anuais com valor zero para extremidade. Durante as medições nos SMN, para Enfermagem, não foram medidos dados abaixo de 0,2 mSv nas estimativas de dose anuais e mensais para extremidade, portanto, para essas medições, não há valores iguais a zero no histograma. De acordo com os dados obtidos nas medições dos SMN, observou-se que profissionais que injetam material radioativo não teriam como receber doses abaixo do nível de registro, nem mesmo no punho, que fica mais distante do material

radioativo que os dedos. No caso do GDOSE, a grande quantidade de valores de dose zero para extremidade (25% dos profissionais de Enfermagem) poderia ser explicada em algumas situações, tais como: não uso ou uso incorreto do dosímetro de extremidade, realização de outras funções, que não manipular material radioativo e baixa demanda de paciente.

Com base nos dados do GDOSE no ano de 2010, observa-se que 3% das estimativas de dose equivalente anual na mão dos profissionais de Enfermagem ultrapassou o limite anual de dose de extremidade de 500 mSv estabelecido pela CNEN.

Em geral, tanto nas medições dos SMN quanto no GDOSE, as doses de mão foram maiores para os IOE que preparavam o radiofármaco do que para os que injetavam. As doses de tórax, em geral, foram maiores para a Enfermagem do que para os TMN nos SMN medidos e para as doses máximas do GDOSE. O mesmo não ocorre com os valores de média e mediana do GDOSE, que apresentam valores maiores para os TMN.

Os principais resultados obtidos neste trabalho foram os seguintes:

1. Os resultados obtidos neste trabalho são compatíveis com os de outros estudos.

2. As doses ocupacionais em SMN são maiores na preparação que na injeção. Em geral, a dose na preparação em SPECT é maior do que em PET. A dose na injeção em PET é maior do que em SPECT.

3. Independentemente das diferenças entre técnicas usadas, as partes mais expostas das mãos tendem a ser as pontas dos dedos indicador e médio da mão não dominante para os IOE que realizam preparação do radiofármaco e o dedo indicador da mão dominante para os que realizam injeção em SMN com SPECT e fracionamento e injeção em PET. Desta forma, medições com anéis dosimétricos usados na base do dedo mais exposto estimam melhor a dose equivalente de extremidade do que pulseiras. Mesmo assim, o valor medido por um anel dosimétrico pode subestimar, em média, por um fator 2 a dose equivalente da mão no caso de injeção em SPECT. No processo de preparação de SPECT e nas atividades de PET, anéis usados na base do dedo mais exposto estimam bem o valor dessa dose. Medições com pulseiras podem subestimar até por um fator 20 no caso de preparação do radiofármaco em SPECT. Nos demais casos estudados o fator de correção é da ordem de 10. Entretanto, para uma correção mais exata, é necessária a realização de um estudo específico da distribuição das doses de cada IOE em cada SMN, já que a diferença na distribuição das doses, principalmente nas mãos, está ligada à forma como o material radioativo é manipulado.

4. O número de SMN operando no Brasil vem crescendo consideravelmente ao longo dos anos em todas as regiões do país. A maior concentração de SMN (54%) encontra-se na região Sudeste, a região mais desenvolvida e de maior população (42%). A distribuição geográfica do percentual de número de SMN do Brasil tem se tornado menos desigual e está se aproximando da distribuição da densidade demográfica brasileira. Em 1987, o Brasil possuía um total de 122 SMN, com 69% deles no Sudeste, 15% no Sul, 11% no Nordeste, 4% no Centro-Oeste e 1% no Norte. Este número evoluiu para 253 no ano 2000, 406 em 2010 e atualmente são 421 SMN,

sendo 54% no Sudeste (42% da população), 16% no Sul (15% da população), 15% no Nordeste (28% da população), 10% no Centro-Oeste (7% da população) e 5% (8% da população) no Norte; tornando os procedimentos diagnósticos e terapêuticos de medicina nuclear mais acessíveis para a população. Apesar de a maioria dos SMN ainda estar localizada nos grandes centros urbanos, não existe mais estado sem SMN.

5. Com o número crescente de SMN houve o aumento da necessidade de profissionais e de suas cargas horárias de trabalho. No sistema nacional GDOSE há 755 IOE registrados no ano de 1987 em SMN e, em 2010, este número chegou a 4134. Alguns IOE, principalmente Médicos e Físicos, trabalham em vários SMN. Existe registro de um Físico Médico que trabalha em 11 SMN e Médicos que trabalham em até 7 SMN. Houve também uma maior necessidade de maior especialização da equipe. Trabalhos antes realizados por TMN, agora são divididos com pessoal de Enfermagem. Em 1987, apenas 7% dos IOE eram de Enfermagem, com 44% de TMN. Em 2010, 23% do staff era de Enfermagem e 29% de TMN. Médicos e Físicos mantiveram-se com uma mesma proporção: cerca de 25% de Médicos (24% em 1987 e 29% em 2010) e menos de 5% de Físicos (2% em 1987 e 3% em 2010).

6. Dos IOE monitorados no tórax para estimativa de sua dose efetiva, mesmo em 2010, apenas uma pequena parcela usava adicionalmente dosímetros de extremidade, sendo 12% de pulseiras e 3% de anéis dosimétricos. Ninguém utiliza dosímetro para estimar dose equivalente de cristalino. De todos os IOE que usam dosímetros de extremidade 61% é de TMN e 23% de Enfermagem, que são as funções que executam a manipulação do material radioativo. Mas, mesmo assim, apenas 31% dos TMN e 16% da Enfermagem usam dosímetros de extremidade, mesmo com um percentual muito grande de risco de equivalente de dose anual acima do limite anual de 500 mSv. Esse percentual deve melhorar com a publicação da atualização da Norma CNEN NN 3.05 (CNEN,2013), que obriga o uso adicional de dosímetro de extremidade para os IOE que manipulam ou administram radiofármacos.

7. Considerando os dados do sistema GDOSE, a dose coletiva em MN aumentou de 1987 até 2005, tendo depois mantido certa estabilidade, com queda em 2009 e 2010. A dose efetiva média anual chegou a ultrapassar 3,0 mSv, em algumas regiões, de 1987 a 2010, mas tende a 1,0 mSv em 2010. As maiores doses efetivas, como esperado, são recebidas por TMN e Enfermagem. Ao longo deste período, cerca de 30% dos valores de doses anuais de tórax para TMN se concentraram entre 1,0 e 6,0 mSv, 40% foram de dose zero (menor que o nível de registro mensal, < 0,2 mSv) e apenas 1% excedeu 20 mSv. No caso de Enfermagem, estes percentuais foram aproximadamente de 30% e 45%, e o número de casos de dose efetiva anual acima

de 20 mSv foi desprezível (< 0,5%). A maioria (70%) dos Médicos e Físicos receberam dose zero e nenhuma dose acima de 20 mSv foi registrada. Cerca de 5% das doses de tórax de Médicos e Físicos estão entre 1,0 e 6,0 mSv.

8. Os profissionais de MN que manipulam os radiofármacos têm suas mãos mais expostas do que o tórax, principalmente os TMN, seguido da Enfermagem. Apesar do baixo uso de dosímetros de extremidade, os registros de medições de anel, do sistema GDOSE para TMN, evidenciam, no ano de 2004, cerca de 10% de valores acima do nível de investigação anual para dose equivalente de extremidade (150 mSv) e de 2% em 2010. As doses de anel registradas para Enfermagem são menores, com apenas um caso de dose maior do que 150 mSv registrada em 2010. Não houve valores acima de 150 mSv nas medições com pulseiras dosimétricas, nem para TMN nem para Enfermagem, mas pulseiras podem subestimar por mais de uma ordem de grandeza o valor da dose equivalente de extremidade em MN.

9. Para avaliar se os registros do GDOSE representam a distribuição de dose ocupacional de TMN e Enfermagem, as doses registradas no GDOSE foram comparadas com medições *in loco* em alguns SMN. Em geral, tanto nas medições realizadas nos SMN estudados quanto analisando os registros do GDOSE, as doses de mão foram maiores para os IOE que preparavam o radiofármaco (TMN) do que para os que injetavam (Enfermagem).

10. O dosímetro de tórax parece estar sendo utilizado e medido adequadamente. As estimativas das doses efetivas, tanto a partir das medições deste trabalho, quanto dos dados do GDOSE, apresentam valores compatíveis com as práticas de SMN. Estes resultados concordam com estudos realizados em outros países. Este trabalho indica que o valor medido por dosímetros de tórax possa ser usado como estimativa da dose equivalente de cristalino, exceto para TMN na prática de preparação em SMN de SPECT. Neste caso, a dose equivalente de cristalino é cerca de 2 vezes maior do que a dose de tórax.

11. Os locais onde este estudo foi realizado apresentavam boas práticas de radioproteção, o que não deve ser o caso de todos os SMN registrados no GDOSE. Mesmo assim, diferentemente da dose efetiva, a possibilidade dos IOE receberem doses equivalentes de extremidade maiores do que o limite anual é real nesses SMN. Isto não é representado nos registros do GDOSE, se não forem feitas correções nos valores medidos pelos dosímetros de extremidade, principalmente pulseiras. Além disto, parece haver um problema de uso inadequado ou falta de uso dos dosímetros de extremidade, devido ao grande número de doses zero registradas no GDOSE. As

medições deste trabalho indicam ser difícil realizar as tarefas de preparação e injeção de radiofármacos recebendo doses mensais nos dedos e no punho menores que 0,20 mSv.

12. Para redução das doses, o uso de blindagem de seringa/frasco parece ser a maneira mais eficaz. Porém, é preciso um estudo detalhado para verificar sua eficácia, principalmente em termos do tempo de manipulação. A habilidade do operador e a utilização de dispositivos de blindagem parecem ser mais importantes para determinar a magnitude da dose do que a técnica empregada. Esta última tem grande influência na distribuição da dose nos dedos do IOE, ajudando na determinação da localização do ponto mais exposto.

RECOMENDAÇÕES

Para continuidade deste trabalho, são sugeridos os seguintes estudos:

1. Continuação das medições da distribuição de doses ocupacionais (tórax, mãos e cristalino) de TMN e Enfermagem em SMN para aumentar a amostragem, englobando diferentes radionuclídeos (incluindo emissores beta) e diversos SMN de vários estados.
2. Estudos da influência de diferentes radionuclídeos e do uso de diferentes dispositivos de proteção radiológica (protetores de seringa em SPECT e equipamentos de injeção automática em PET, por exemplo) na dose ocupacional em SMN.
3. Atualização da análise de tendência dos dados de doses ocupacionais do GDOSE.

Em termos da radioproteção no Brasil em SMN, este trabalho indica a necessidade de aperfeiçoamento em algumas atividades regulatórias. São elas:

1. Regulamentação da autorização (certificação) de funcionamento de serviços de monitoração individual de extremidade e de cristalino.
2. Definição de parâmetros para uso de dosímetros individuais de extremidade e para interpretação de suas medições para uma melhor estimativa da dose equivalente de extremidade. Para auxiliar neste trabalho, deverá ser enviado, para a Diretoria de Radioproteção e Segurança Nuclear da CNEN, um relatório apresentando um resumo dos resultados obtidos neste trabalho. Este relatório pode ser enviado também para SMN, SMIE e outros interessados, conforme demanda.
3. Elaboração, para envio aos SMN e aos SMIE, de um guia de utilização de dosímetros individuais, padronizando os pontos do tórax, da(s) mão(s) e do rosto, onde estes tipos de dosímetros devem ser utilizados e como interpretar suas medições para estimar melhor as doses efetivas e as doses equivalentes de extremidade e de cristalino.

1. Grandezas relevantes

1.1. Atividade

A atividade (A) de um material radioativo é a taxa média de decaimento, ou seja, é o número de transformações nucleares por unidade de tempo (t).

$$A = \left| \frac{dN}{dt} \right| = \lambda N \quad (\text{A.1})$$

onde,

N = número de núcleos radioativos contidos na amostra ou material no instante t ;

λ = constante de decaimento radioativo para o radionuclídeo (t^{-1}).

A unidade de atividade no Sistema Internacional (SI) é o bequerel (Bq), que corresponde a uma transformação por segundo (s^{-1}). A unidade antiga para a atividade é o Curie (Ci), originalmente definido como o número de desintegrações por segundo que ocorre em uma massa de 1 g de $^{226}_{88}\text{Ra}$, que corresponde a $3,7 \times 10^{10}$ bequeréis.

Com o passar do tempo, o número N de átomos radioativos em uma amostra decai, conseqüentemente a atividade A de uma amostra também diminui. Integrando a equação diferencial (Equação A.1), chega-se a uma expressão matemática para $N(t)$:

$$N(t) = N(0)e^{-\lambda t} \quad (\text{A.1})$$

onde,

$N(t)$ é o número de átomos existentes em uma amostra após um tempo t ;

$N(0)$ é o número de átomos existentes na amostra no instante $t=0$;

λ = constante de decaimento radioativo para o radionuclídeo (tempo $^{-1}$);

$e^{-\lambda t}$ = fator de decaimento.

Como a atividade é proporcional ao número de átomos N , podemos usar as equações 1 e 2 deste apêndice para chegar à equação:

$$A(t) = A(0)e^{-\lambda t} \quad (\text{A.2})$$

onde,

$A(t)$ é a atividade da amostra após um tempo t ;

$A(0)$ é a atividade da amostra no instante $t=0$.

A meia vida ($T_{1/2}$) de um radionuclídeo é o tempo necessário para que metade dos átomos radioativos de uma amostra decaia, ou seja, é o tempo necessário para que a atividade de uma amostra de radionuclídeo seja reduzida à metade. Relaciona-se a meia vida e a constante de decaimento por meio da Equação A.4, que se origina da Equação A.3 (ATTIX, 1986, TAUHATA *et al.*, 2013, CHERRY *et al.*, 2003).

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (\text{A.3})$$

1.2. Dose absorvida

A dose absorvida (D) é uma grandeza física fundamental, sendo relevante para todos os tipos de campos de radiação, diretamente ou indiretamente ionizante, bem como para qualquer fonte de radiação distribuída dentro de um meio absorvedor.

A dose absorvida é definida pelo quociente entre $d\bar{\varepsilon}$ e dm (Equação A.5), onde $d\bar{\varepsilon}$ é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm , em um ponto de interesse (ICRU, 1993).

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (\text{A.4})$$

A unidade dessa grandeza no SI é o joule por quilograma (J/Kg), que recebe o nome especial de gray (Gy).

Para fins de proteção radiológica, é útil definir uma dose média no órgão ou tecido. Assim, a dose absorvida média no órgão ou tecido (D_T) é definida pelo quociente da energia total depositada no órgão ou tecido (ε) pela massa deste (m) (Equação A.6) (ICRU, 1993).

$$D_T = \frac{\varepsilon}{m} \quad (\text{A.5})$$

1.3. Kerma

O kerma (*kinetic energy released per unit of mass*) (K) é definido como o quociente de dE_{Tr} por dm (Equação A.7), onde dE_{Tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas (partículas neutras ou fótons), incidentes em um material de massa dm (ICRU, 1998).

$$K = \frac{dE_{Tr}}{dm} \quad (\text{A.6})$$

A unidade da grandeza kerma no SI é o gray.

Como o kerma inclui a energia recebida pelas partículas carregadas, normalmente elétrons de ionização, estes podem dissipá-la nas colisões sucessivas com outros elétrons, ou na produção da radiação de freamento; como apresentado na Equação A.8 (ATTIX, 1986):

$$K = K_c + K_r \quad (\text{A.7})$$

onde,

K_c = kerma de colisão, quando a energia é dissipada localmente por ionizações e/ou excitações;

K_r = kerma de radiação, quando a energia é dissipada longe do local, por meio dos raios X.

Quando há equilíbrio de partículas carregadas ou equilíbrio eletrônico de partículas carregadas (EPC), o kerma de colisão é igual à dose absorvida (Equação A.9) (ICRU 1993, TAUHATA *et al.*, 2013):

$$D \stackrel{EPC}{\equiv} K_c \quad (\text{A.8})$$

1.4. Equivalente de dose

O equivalente de dose (H) é o produto da dose absorvida D em um ponto de interesse no tecido e o correspondente fator de qualidade Q neste ponto (ICRU, 1993, ICRP, 2007).

$$H = Q \cdot D \quad (\text{A.9})$$

A unidade da grandeza equivalente de dose no SI é o J/kg, que recebe o nome especial de sievert (Sv).

O fator de qualidade Q é baseado na avaliação da eficiência biológica relativa (RBE) dos diferentes tipos de radiação com respeito aos efeitos estocásticos. Valores de RBE são dados como a relação entre as doses absorvidas de dois tipos de radiação produzindo um mesmo efeito biológico nas mesmas condições de irradiação. O RBE está relacionado com a densidade de ionizações ao longo do caminho das partículas carregadas no tecido. Dessa forma, o valor de Q é obtido como uma função da transferência linear de energia (LET ou L) das partículas carregadas na água (ICRP, 2007, CNEN,2011a).

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & L < 10 \text{keV} / \mu\text{m} \\ 0,32L - 2,2 & 10 \leq L \leq 100 \text{keV} / \mu\text{m} \\ 300 / \sqrt{L} & L > 100 \text{keV} / \mu\text{m} \end{cases} \quad (\text{A.10})$$

1.5. Dose equivalente no tecido ou órgão T

A dose absorvida média em um órgão ou tecido (H_T) é um indicador da ocorrência de efeitos biológicos. Entretanto a probabilidade de feitos estocásticos depende da qualidade da radiação, já que diferentes tipos de radiação podem produzir diferentes danos para uma mesma dose absorvida.

A grandeza dose equivalente H_T leva em consideração a qualidade da radiação, sendo definida como o valor médio da dose absorvida em um tecido ou órgão (T), obtido sobre todo o tecido ou órgão, para todos os tipos de radiação (R) (Equação A.12).

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (\text{A.11})$$

Onde $D_{T,R}$ é a dose absorvida média no tecido ou órgão T devido à radiação R e w_R é o fator de peso da radiação correspondente (LNMRI,2002, ICRU,1993).

A unidade da grandeza dose equivalente no SI também é o sievert.

Na Tabela A1 estão indicados os mais novos fatores de peso da radiação (w_R) recomendados pela ICRP (ICRP,2007) e pela posição regulatória. 3.01/002 (CNEN,2011a).

Tabela A1. Fatores de peso, w_R , para diferentes tipos de radiações (ICRP,2007, CNEN,2011a).

Tipo de radiação	Fator de peso da radiação (w_R)	
	ICRP 103	CNEN NN 3.01
Fótons	1	1
Elétrons e múons	1	1
Prótons, exceto os de recuo	2	5 (energia > 2keV)
Partículas alfa, fragmentos de fissão, núcleos pesados	20	20
Nêutrons, energia: < 10 keV	*	5
10 keV a 100 keV	*	10
>100 keV a 2 MeV	*	20
>2 MeV a 20 MeV	*	10
>20 MeV	*	5

^(*) Uma função contínua de energia de nêutrons. O gráfico da Figura 5 apresenta os fatores de peso da radiação, w_R , para nêutrons versus a energia dos nêutrons.

1.6. Dose efetiva

Para estimar o risco causado por uma determinada exposição à radiação, somente a dose absorvida não é suficiente, já que os efeitos da radiação ionizante não dependem somente dessa grandeza. Existem outras variáveis que também influenciam nos efeitos da radiação ionizante, tais como: tipo de radiação, da distribuição da absorção de energia no tempo e espaço dentro do corpo humano, assim como da radiosensibilidade dos tecidos ou órgãos expostos. A grandeza dose efetiva foi então criada para especificar a quantidade de exposição que está quantitativamente relacionada à probabilidade de efeitos estocásticos no corpo humano (todas as partes do corpo) para todos os tipos de radiação (ICRP, 2007).

A dose efetiva (E) é definida como a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos ou órgãos do corpo e pode ser calculada a partir da Equação A.13.

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad (\text{A.12})$$

Onde H_T é a dose equivalente no tecido ou órgão T e w_T é o fator de peso para o tecido ou órgão T correspondente, que está relacionado à suscetibilidade dos diferentes tecidos aos danos da radiação (ICRU,1993).

Os mais recentes valores de w_T recomendados pela ICRP (ICRP, 2007). estão representados na Tabela A2 deste apêndice, assim como os valores recomendados pela CNEN (CNEN,2011a).

Tabela A 2. Fatores de peso para os tecidos ou órgãos (ICRP, 2007, CNEN,2011a).

Órgão / tecido	Fatores de peso dos tecidos (w_T)	
	ICRP 103	CNEN NN 3.01
Gônadas	0,08	0,20
Medula óssea (vermelha)	0,12	0,12
Cólon	0,12	0,12
Pulmão	0,12	0,12
Estômago	0,12	0,12
Bexiga	0,04	0,05
Mama	0,12	0,05
Fígado	0,04	0,05
Esôfago	0,04	0,05
Tireoide	0,04	0,05
Pele	0,01	0,01
Superfície óssea	0,01	0,01
Cérebro	0,01	-
Glândulas salivares	0,01	-
Tecidos/órgãos restantes	0,12 ^(*)	0,05 ^(**)

(*) Os tecidos restantes especificados (14 no total) são: adrenais, tecido extratorácico, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, mucosa oral, pâncreas, próstata, intestino delgado, baço, timo, útero.

(**) Para fins de cálculo, o grupo de tecidos restantes é composto das glândulas suprarrenais, cérebro, região extratorácica da área respiratória, intestino delgado, rim, músculo, pâncreas, baço, timo e útero. Nos casos em que um dos tecidos remanescentes mais expostos receba uma dose equivalente mais alta dentre todos os órgãos, deve-se aplicar um fator de peso de 0,025 a esse tecido ou órgão e um fator de 0,025 ponderado por massa aos demais restantes.

A unidade da grandeza dose efetiva no SI é o sievert (Sv).

A dose efetiva não pode ser medida diretamente no corpo. Para estimá-la são usadas grandezas operacionais, tais como o equivalente de dose individual, que podem ser medidas na prática.

1.7. Equivalente de dose individual

A grandeza equivalente de dose individual, $H_P(d)$, é uma grandeza operacional, ou seja, é uma grandeza recomendada para medidas práticas em monitoração individual. Esta grandeza pode ser usada para todos os tipos de radiação (INMETRO,2007).

O equivalente de dose individual é definido como o equivalente de dose em tecido mole, em uma determinada profundidade, d (expressa em milímetros), abaixo de um ponto específico sobre o corpo. A unidade de tal grandeza no SI é também o sievert (ICRU,1993, CNEN,2011a, CNEN,2011c). A CNEN, em seus documentos, está denominando essa grandeza como “equivalente de dose pessoal”. (CNEN,2011a, CNEN,2011c). O $H_P(d)$ é apropriado tanto para radiações fortemente penetrantes quanto para radiações fracamente penetrantes, dependendo do valor da profundidade de referência d usada. Para radiações fortemente penetrantes é determinado o uso do $H_P(10)$, que é o equivalente de dose individual em uma profundidade de 10 mm. Em monitoração individual, esta grandeza é utilizada para estimar a dose efetiva ocupacional através da avaliação do dosímetro individual usado na posição mais exposta do tórax (CNEN, 2011c). Para radiações fracamente penetrantes, é determinado o uso do equivalente de dose individual em uma profundidade de 3 mm, $H_P(3)$, para estimar a dose no cristalino; e em uma profundidade de 0,07 mm, $H_P(0,07)$, para estimar a dose equivalente na pele e/ou extremidades (ICRU,1993, CNEN,2011c).

Para a medição desta grandeza é necessário fazer uma calibração dos dosímetros utilizando simuladores de corpo. As normas ISO 4037-3 (ISO,1999) e IEC-62387 (IEC,2012) padronizam o uso dos simuladores *slab* e *rod* para calibração de monitores individuais, em um ponto onde o valor da taxa de kerma é conhecido. Assim, são tabelados fatores de conversão (Tabela A3) de kerma no ar para equivalente de dose individual, $H_P(d)$. Os fatores de conversão da Tabela 12 foram calculados para incidência normal e fonte de ^{137}Cs .

Tabela A3. Fatores de conversão entre as grandezas kerma no ar e equivalente de dose individual e as respectivas profundidades (para incidência normal e fonte de ^{137}Cs)

Grandeza	Fatores de conversão (F_{xi})	Simulador	Referência
$H_P(0,07)$	1,13 Sv/Gy	<i>rod</i>	(IEC, 2012)
$H_P(3)$	1,22 Sv/Gy	<i>slab</i>	(IEC, 2012)
$H_P(10)$	1,21 Sv/Gy	<i>slab</i>	(ISO, 1999)

1.8. Dose individual

Atualmente, para avaliação da dose efetiva para fótons, provisoriamente, por determinação da CNEN, a grandeza operacional utilizada, na sistemática de certificação dos serviços de monitoração individual externa do Brasil, é o “*photon dose equivalent*” (H_x), traduzido como “dose individual” (CNEN, 2011c) ou “equivalente de dose para fótons” (LNMRI,2002). A grandeza operacional definitiva recomendada também pela CNEN é o $H_p(10)$ (CNEN, 2011c).

A grandeza H_x é definida para monitoração individual externa como o produto do valor determinado pelo dosímetro individual, usado na superfície do tórax, calibrado em termos de kerma no ar, pelo fator $f = 1,14$ Sv/Gy (CNEN, 2011c).

1.9. Dose coletiva

A dose coletiva é a expressão da dose efetiva total recebida por uma população ou um grupo de pessoas, definida como o produto do número de indivíduos expostos a uma fonte de radiação ionizante pelo valor médio da distribuição de dose efetiva desses indivíduos. A dose coletiva é expressa em pessoa.sievert (pessoa.Sv) (CNEN, 2014).

A intenção da grandeza dose coletiva é servir como um instrumento em otimização de proteção radiológica, principalmente para exposições ocupacionais (ICRP, 2007).



Contents lists available at ScienceDirect

Radiation Measurements

journal homepage: www.elsevier.com/locate/radmeas



TLD occupational dose distribution study in nuclear medicine



A.L.S.L. Kubo, C.L.P. Mauricio*

Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), Divisão de Dosimetria, Av. Salvador Allende, s/n, CEP 22780-160 Rio de Janeiro, RJ, Brazil

HIGHLIGHTS

- The highest doses in nuclear medicine procedures occur at the fingertips.
- Dosimetric bracelet may underestimate the dose at the hands by up to a factor of 25.
- Eye lens dose equivalent dose can be twice the $H_p(10)$ value measured on the thorax.
- Adequate shielding, tools and training are important parameters for dose reduction.

ARTICLE INFO

Article history:
Received 29 November 2013
Received in revised form
15 April 2014
Accepted 22 April 2014
Available online 15 May 2014

Keywords:
Occupational dose
Nuclear medicine
Eye lens dose
Extremities dose
TLD

ABSTRACT

The large and growing number of patients undergoing nuclear medicine procedures and workers involved in this practice requires continued efforts to improve the quality of diagnosis and to reduce the radiological risk associated. In Brazil, external individual monitoring with a dosimeter located on the thorax is compulsory for all workers in controlled areas. Extremity dosimeters are recommended in activities where hand dose can be much higher than on the thorax. This is typically the case for nuclear medicine procedures, but extremity dosimeters are not regularly used in Brazil. With the aim to study the occupational dose distribution in the nuclear medicine staff during their tasks of preparation and injection of radionuclides, Harshaw TLD chips of LiF:Mg,Cu,P (TLD-100H) were used for individual monitoring on different parts of the worker body. As expected, all doses measured on the thorax were much lower than on the hands. For both Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) and Positron Emission Tomography (PET), the dose to the fingers during preparation is about two orders of magnitude higher than in the thorax, and in the injection procedure, one order higher. The doses received by the workers' fingers varied widely depending on how they hold the syringe, but fingertips always received higher doses. The dose values measured in the eye lens were 200% higher than the one measured on the thorax.

© 2014 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Nuclear medicine is a powerful diagnostic tool, especially for oncology. In typical nuclear medicine procedures, personnel working with radiopharmaceuticals are subject to radiation exposure. The external irradiation received on the hands of the workers is higher than on their thorax, due to direct handling of the radionuclides. The most commonly used radiopharmaceuticals for diagnosis are: ^{18}F -fluorodeoxyglucose (^{18}F -FDG), with photon energy of 511 keV, for Positron Emission Tomography (PET) procedures; and $^{99\text{m}}\text{Tc}$, with photon energy of 140 keV, used in Single

Photon Emission Computed Tomography (SPECT) (Carnicer et al., 2011). As the dose distribution in the extremities is non-uniform, the conventional monitoring methods (dosimetric rings and bracelets) may underestimate the hands' skin equivalent dose, because their most exposed part is usually the fingertips (Sans-Merce et al., 2011). Furthermore, the dose distribution in the hand may vary during a single procedure and from person to person.

In Brazil, currently, there are 418 Nuclear Medicine Services (NMS) and this number is increasing continuously (CNEN, 2013). Brazilian regulatory agencies (CNEN and ANVISA) require external individual monitoring, with a dosimeter located on the thorax, for all workers of controlled areas. Extremity dosimeters are recommended in activities where the hands' dose can be much higher than on the thorax, but is not compulsory. In 2011, the Brazilian annual dose limit of eye lens was reduced from 150 mSv to 20 mSv/

* Corresponding author.
E-mail addresses: analuiza@ird.gov.br (A.L.S.L. Kubo), claudia@ird.gov.br, clpmauricio@gmail.com (C.L.P. Mauricio).



Fig. 1. Medical staff during preparation (A) and injection (B) in SPECT.

year (CNEN, 2011a), but it is not yet being monitored. The recommended operational quantity for individual monitoring is the personal dose equivalent $H_p(d, \alpha)$, defined as the dose equivalent in soft tissue at an appropriate depth, d , below a specified point in the body, for an incidence irradiation angle, α (ICRU, 1993). To estimate the skin hand equivalent dose, the operational quantity $H_p(0.07, 0)$ is used; and for the equivalent dose to the eye lens, $H_p(3, 0)$. For effective dose evaluation, $H_p(10, 0)$ measured in the most exposed part of the thorax is advised. However, provisionally, the quantity still in use in Brazil, for effective dose evaluation, is the photon dose equivalent H_x , defined as the value obtained with the individual dosimeter, used on the surface of the thorax, calibrated in terms of air kerma multiplied by a factor of 1.14 Sv/Gy (CNEN, 2011b).

This work presents the results of a study on the distribution of the occupational dose in the two most critical activities of NMS for both PET and SPECT exams: the radiopharmaceutical preparation and its injection into the patients. The main objective of this work is to give more information about the dose distribution in both hands and in the lens of the eyes of the NMS staff, which may lead to a better interpretation of the individual monitoring measurements.

2. Nuclear Medicine Services studied

This study was performed at two SPECT NMS located at Rio de Janeiro and two PET NMS, one located at Rio de Janeiro and another

at São Paulo, Brazil. About half of the staff of these NMS has volunteered to join this project.

In SPECT, during the preparation of the radiopharmaceutical, the workers are involved in the elution of ^{99m}Tc (from the ^{99}Mo – ^{99m}Tc generator) and the preparation of ^{99m}Tc -labeled compounds for diagnostic procedures. They usually use a vial shielded with 6 mm lead, but not always. From these vials, syringes with the appropriate activities are prepared to be used in the exams. Those syringes are always handled without shield. Nurses manipulate these syringes to inject radiopharmaceuticals in patients. Fig. 1 shows photos of both procedures.

In the studied PET service, the same technician does both tasks: dose preparation and injection. For the fractionating of doses, they use a manual device shielded with 30 mm lead, as can be seen in Fig. 2A. Then, the dose is transferred to a syringe, and its activity measured in a dose calibrator. Afterward, the syringe is protected by a 6 mm tungsten shield and brought to the patient for injection. Fig. 2B shows one injection procedure. After injection, the technician takes the syringe in the shield back to the radiopharmacy.

3. Methodology

Eight radiopharmacists, five technicians and three nurses were monitored during the tasks of preparation and injection of the radiopharmaceuticals into patients undergoing diagnostic

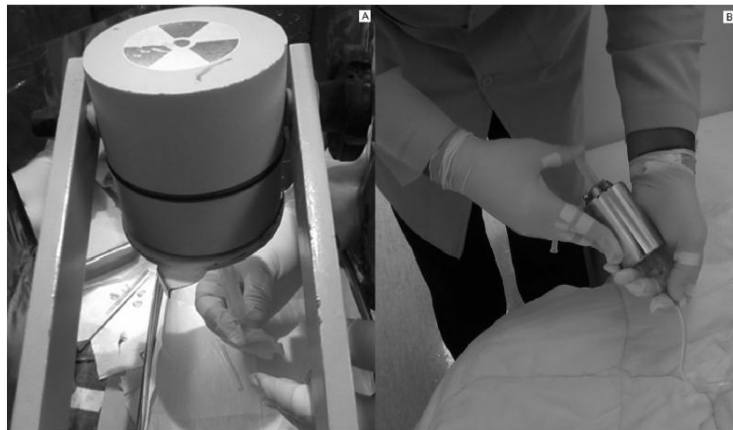


Fig. 2. Medical staff during preparation (A) and injection (B) in PET.

Table 1
Number of employees, according to their practices and years of experience.

	SPECT		PET	
	# of Monitored individuals	Years of experience	# of Monitored individuals	Years of experience
Preparation	1	<1	0	<1
	4	3–5	4	3–5
	3	>15	1	>15
	Total = 8		Total = 5	
Injection	2	3–5	4	3–5
	1	>15	1	>15
	Total = 3		Total = 5	

examination. Table 1 presents the number of workers doing each task grouped by their experience time. The majority of them have experience of 3–5 years. Others have more than 15 years of experience, and only one less than one year, with only six month on the job.

The monitoring was performed using packs of five TLD-100H chips. Each worker wore 20 of those packs: 18 on the wrist and fingers of both hands, one on the forehead (K) and one on the thorax (J). Fig. 3 shows the position of each dosimeter on the left hand (A, B, C, D, E, F, G, H and I). The same has been done for the right hand.

The TLD packs were secured to a glove and the staffs were advised to wear another rubber gloves on the dosimeters to avoid any possible radioactive contamination. TLD were placed immediately before the beginning of each practice (preparation or injection of radiopharmaceuticals) and removed soon after its end. The TLD were kept all together in a low-background-radiation area when

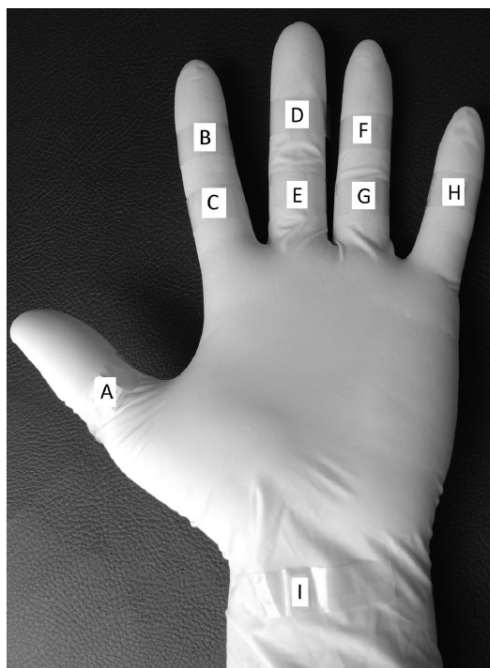


Fig. 3. Position of each TLD pack on the hand.

not in use. During all measurements, parameters such as the name of the NMS, the date, the type of procedure (preparation or injection), the number and position of each dosimeter pack worn, the activity handled, the exposure time, a code for the professional name and any other special comments were recorded. Staff was monitored over multiple working days (ranging from 1 to 8 days), varying according the availability of each individual. The results are presented as average daily dose, dividing the total dose measured by the number of days of TLD use for each individual.

The total dose measured in each position was obtained by the average response of the TLD inside each pack, after calibration and background correction. TLDs were prepared, calibrated and evaluated following the routine procedures of the Thermoluminescent Dosimetry Laboratory of the Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) at Rio de Janeiro. The individual sensitivity of all TLD was calculated after 5 irradiation free in air, with electronic equilibrium, of all TLD in an IRD traceable Cs-137 source beam, with air kerma values from 0.1 to 1.5 mGy. The calibration in $H_p(d,0)$ has been done in the same beam, using ISO conversion coefficients (ISO, 1999; ISO, 2000) and air kerma values of 1.0 mGy. For $H_p(10,0)$ and $H_p(3,0)$, the TLD packs were irradiated on the front face of an ISO water slab phantom. For $H_p(0,07,0)$, an ISO PMMA rod phantom was used. As all radiopharmaceuticals energies are higher than 100 keV, energy dependence of the TLD response is assumed to be unity. At position A to I, $H_p(0,07)$ was used to estimate extremity equivalent doses; at position K, $H_p(3)$ to estimate the eye lens equivalent dose; and $H_p(10)$ at position J, to estimate the effective dose. Initially all points shown in Fig. 3 were monitored; but afterward, only the points A, B, C, D and I were measured. This decision was based on our preliminary measurements, where it was found that these points received the highest doses and because the same results had already been verified by other authors (Carnicer et al., 2011; Sans-Merce et al., 2011).

4. Results

Tables 2 and 3, respectively for SPECT and PET NMS, show a summary of the results of the TLD measurements, considering the average daily dose. As expected, all doses measured on the thorax were much smaller than in the hands. During preparation, the doses on the thorax were even lower than at injection procedures, because of the additional shielding provided by the lead tabletop.

Table 2
Average daily dose range (mSv) and ratios between mean measured dose in each point and thorax dose for SPECT procedures (position/thorax).

Positions	SPECT				
	Preparation		Injection		
	Dose range (mSv/day)	Position/thorax	Dose range (mSv/day)	Position/thorax	
Thorax	0–0.06 mGy	1.0	0.01–0.03	1.0	
Eye lens	0.01–0.02	1.3	0–0.02	0.7	
Dominant hand	A	0.74–5.28	100.8	0.03–0.14	9.6
	B	0.73–9.58	154.1	0.05–0.84	15.4
	C	0.95–7.15	86.8	0.04–0.46	9.7
	D	0.57–7.01	123.3	0.04–0.48	10.1
	I	0.08–0.29	23.4	0.02–0.06	2.2
Non-dominant hand	A	1.59–2.24	191.6	0.10 ^a	7.0
	B	1.21–5.94	317.8	0.28 ^a	19.5
	C	2.62–3.15	288.7	^b	^b
	D	0.99–6.28	346.2	0.19 ^a	13.5
	I	0.09–0.35	24.4	0.03 ^a	2.3

^a Due to technical problems, it was not possible to obtain data from more workers during injection in SPECT.

^b Not measured.

Table 3
Average daily dose range (mSv) and ratios between mean measured dose in each point and thorax dose for PET procedures (position/thorax).

Positions	PET				
	Preparation		Injection		
	Dose range (mSv/day)	Position/thorax	Dose range (mSv/day)	Position/thorax	
Thorax	0.01–0.02	1.00	0.04–0.06	1.00	
Eye lens	0.02–0.05	2.92	0.02–0.04	0.85	
Dominant hand	A	1.01–3.82	156.94	0.87–1.28	17.96
	B	1.51–3.69	183.46	1.05–1.99	36.41
	C	2.05–3.28	146.83	1.24–1.57	19.57
	D	1.03–3.71	152.70	0.97–1.29	22.17
	I	0.19–1.27	56.84	0.13–0.14	3.42
Non-dominant hand	A	0.27–2.41	126.25	0.44–0.73	16.13
	B	0.39–3.48	181.91	1.18–1.20	32.16
	C	3.76 ^a	376.30	0.59 ^a	15.21
	D	0.34–2.5	132.23	0.78–0.84	21.95
	I	0.07–0.08	41.23	0.11–0.15	3.61

^a Due to technical problems, it was not possible to obtain data from more workers during injection in PET.

The dose to the fingers was about two orders of magnitude higher than in the thorax, during preparation; and one order higher in the injection procedures. These tables show that the range of measured values for a same procedure can vary widely. The doses received by the workers' fingers depend on several factors: the way in which each worker holds the syringe, the handling of different radionuclide activities, the time spent per procedure, number of procedures per day, years of experience, among others. The highest doses reported in Table 2 have been received by a technician without experience (only 6 months), which took a long time to prepare the radiopharmaceutical. For the others workers, with more than 3 years of practice, no correlation between training and dose have been found.

In SPECT services, all doses measured in the preparation of the radiopharmaceuticals were higher than the doses received during injection. This is because the activities manipulated in preparation are higher than the activities manipulated in the injection, and the time necessary to prepare, measure and fractionate the radiopharmaceuticals is also higher than the one to administrate it into the patient.

The measurements in SPECT show that the non-dominant hand received the highest doses. But, in PET, the dominant hand was the one that received the highest dose. This fact can be explained only due to the higher proximity to the radioactive material. In SPECT, although the non-dominant hand being the one that holds the vial with shielding, its activities are much larger than the one contained

in the injection syringe held with the dominant hand (Fig. 1). In PET, the technician does not hold the shielded vial, since it is inside a device (Fig. 2).

In SPECT, considering the data of this study, the dose at the position where the dosimetric bracelet is worn was in the order of 4% of the dose at the most exposed fingertip, for preparation procedures; and 7% at injection. In PET, this ratio was about 7% in preparation and 20% in injection.

In SPECT and PET services, during preparation of radiopharmaceuticals, the eye lens received doses 200% higher than the thorax, which can be explained by its shortest distance to the radiation source. But in injection, the radiopharmaceutical is closer to the thorax, and the measured dose values on the thorax were larger than those on the eye lens, according to what has already been reported in the literature (Kopeck et al., 2011).

The estimated annual doses based on the measurements are presented in Table 4. They were calculated considering 150 days/year for SPECT and 100 days/year for PET. The highest estimated annual doses were compared to the Brazilian dose limit through the ratio between them. These results show that only workers doing the task of SPECT preparation could receive equivalent dose in the hands higher than the annual dose limit of 500 mSv. Even excluding the measured doses in the hands of the inexperienced worker, extremity doses can exceed the annual dose limit. The other extrapolated annual doses are all below the annual limit, both for hands and eye lens.

5. Conclusions

Staffs that manipulate radiopharmaceuticals may receive substantial radiation doses to their hands, particularly at the fingertips. Extremity individual monitoring, in addition to the mandatory whole body individual monitoring with thorax dosimeters, are important tools for occupational dose optimization and could be useful for SPECT and PET workers that do manipulation and injection of radionuclides.

The hands' dose distribution is very sensitive as to how the syringe is held, but the measured doses near to the index and middle fingertips (B and D) were always higher than doses at where dosimetric rings and bracelets are commonly used for routine individual monitoring. Therefore, these preliminary results indicate that the use of dosimetric bracelet cannot be a good choice for extremity monitoring, because it can severely underestimate the equivalent dose in the hands, mainly for SPECT preparation procedures. With the new lower annual dose limit for eye lens adopted in Brazil, equal to the effective dose limit, it is important to continue this work for a better knowledge of the occupational nuclear medicine equivalent dose in the lens of the eyes.

Table 4
Estimated annual occupational dose derived from measurements compared with the Brazilian annual dose limit.

	Annual effective dose			Annual equivalent dose In the lens of the eye			Annual equivalent dose In hands		
	Measured dose range (mSv)	Dose limit (mSv)	Maximum measured dose/dose limit (%)	Measured dose range (mSv)	Dose limit (mSv)	Maximum measured dose/dose limit (%)	Measured dose range (mSv)	Dose limit (mSv)	Maximum measured dose/dose limit (%)
<i>SPECT</i>									
Preparation	1.0–3.0 (9.0) ^a	20	15 (45) ^a	1.8–3.3 (9.5) ^a	20	17 (48) ^a	290–950 (1450) ^a	500	190 (290) ^a
Injection	1.5–4.5		23	1.0–1.5		7.5	7.5–126		25
<i>PET</i>									
Preparation	1.0–2.0	20	10	2.0–5.0	20	25	75–380	500	76
Injection	1.0–6.0		30	2.0–4.0		20	23–200		40

^a Dose measured in the single technician with less than 3 years of experience (only 6 months).

References

- Carnicer, A., Sans-Merce, M., Baechler, S., Barth, I., Donadille, L., Ferrari, P., Fulop, M., Ginjaume, M., Gualdrini, G., Krim, S., Mariotti, M., Ortega, X., Rimpler, A., Ruiz, N., Vanhavere, F., 2011. Hand exposure in diagnostic nuclear medicine with ^{18}F - and $^{99\text{mTc}}$ -labelled radiopharmaceuticals – results of the ORAMED project. *Radiat. Meas.* 46, 1277–1282 <http://dx.doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.07.019>.
- CNEN, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2011a. Diretrizes básicas de proteção radiológica. CNEN-NN-3.01. Brazil.
- CNEN, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2011b. Critérios para Cálculo de Dose Efetiva a Partir da Monitoração Individual. PR-3.01/005. Brazil.
- CNEN, 2013. http://www.cnen.gov.br/seguranca/cons-ent-prof/1st-entidades-aut-cert.asp?p_ent=mnu (accessed in 11.21.13.).
- ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993. Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry. Report 51.
- ISO, 1999. X and Gamma Reference Radiation for Calibrating Dosimeters and Doserate Meters and for Determining Their Response as a Function of Photon Energy – Part 3 – Calibration Area and Personal Dosimeters and the Measurements of Their Response as a Function of Energy and Angle of Incidence. ISO 4037-3.
- ISO, 2000. Nuclear Energy – Radiation Protection – Individual Thermoluminescence Dosimeters for Extremities and Eyes. ISO 12794.
- Kopec, R., Budzanowski, M., Budzynska, A., Czepczynski, R., Dziuk, M., Sowinski, J., Wyszomirska, A., 2011. 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. Meas.* 46, 1295–1298 <http://dx.doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.07.036>.
- Sans-Merce, M., Ruiz, N., Barth, I., Carnicer, A., Donadille, L., Ferrari, P., Fulop, M., Ginjaume, M., Gualdrini, G., Krim, S., Mariotti, M., Ortega, X., Rimpler, A., Vanhavere, F., Baechler, S., 2011. Recommendations to reduce hand exposure for standard nuclear medicine procedures. *Radiat. Meas.* 46, 1330–1333 <http://dx.doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.07.011>.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABNT e INMETRO, 2003, *Guia para a expressão da incerteza de medição*, 3a edição brasileira do *Guide to the expression of uncertainty in measurement (ISO-GUM)*.
- ATTIX, F.H., 1986, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, New York, A Wiley-Interscience Publication.
- BEHRENS,R., 2012, "On the Operational Quantity $H_P(3)$ for Eye Lens Dosimetry", *Journal of Radiological Protection*, v.32, pp.455-464.
- BEHRENS,R., HUPE, O., 2016, "Influence of the Phantom Shape (Slab, Cylinder or Alderson) in the Performance of an $H_P(3)$ Eye Dosemeter", *Radiation Protection Dosimetry*, v.168, n.4, pp.441-449.
- BIRAN,T., WEININGER,J., MALCHI,S., *et al.*, 2004, "Measurements of Occupational Exposure for a Technologist Performing ^{18}F FDG PET Scans", *Health Physics*, v.87, n.5, pp.539-544.
- CARNICER, A., SANS-MERCE, M., BAECHLER, S., *et al.*, 2011, "Hand Exposure in Diagnostic Nuclear Medicine with ^{18}F - and $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Labelled Radiopharmaceuticals - Results of the ORAMED Project", *Radiation Measurements*, v. 46, pp.1277-1282.
- Centro Regional de Ciências Nucleares (CRCN), 2010, *Radiofarmácia-PET*, Disponível em: http://www.crcn.gov.br/siteCRCN/crcn_pet.html. Acessado em: 13 de setembro de 2010.
- CHERRY,S.R., SORENSON,J.A., PHELPS,M.E., 2003, *Physics in Nuclear Medicine*, 3 ed. Estados Unidos, Elsevier Science.
- Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), 1995, *Sistemática para Certificação de Serviços de Monitoração Individual Externa*, Portaria DRS/CNEN nº1, D.O.U nº191, 1995. Brasil.
- Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), 2011a, *Fatores de Ponderação para as Grandezas de Proteção Radiológica*, PR-3.01/002, Brasil.
- Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), 2011b, *Restrição De Dose, Níveis de Referência Ocupacionais e Classificação de Áreas*, PR-3.01/004, Brasil.
- Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), 2011c, *Crítérios para Cálculo de Dose Efetiva a Partir da Monitoração Individual*, PR-3.01/005, Brasil.
- Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), 2013, *Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear*, CNEN-NN-3.05, Brasil.

- Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), 2014, *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*, CNEN-NN-3.01, Brasil.
- Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), 2016a, Entidades Autorizadas e Registradas, Disponível em: <http://www.cnen.gov.br/instalacoes-autorizadas>. Acessado em 28 de setembro de 2016.
- Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), 2016b, Orientações para Licenciamento e Controle de Instalações Médicas, Disponível em: <http://www.cnen.gov.br/images/cnen/documentos/drs/orientacoes/NEW-P3-Licenciamento-e-Controle-de-Instala%C3%A7%C3%B5es-Medicinas.pdf>. Acessado em 17 de julho de 2016.
- COVENS, P., BERUS, D. BULS, N., *et al.*, 2007, "Personal Dose Monitoring in Hospitals: Global assessment, Critical Applications and Future Needs", *Radiation Protection Dosimetry*, v.124, n.3, pp.250-259.
- COVENS, P, BERUS D, VANHAVERE F, CAVELIERS V., 2010, "The introduction of automated dispensing and injection during PET procedures: a step in the optimisation of extremity doses and whole-body doses of nuclear medicine staff". *Radiation Protection Dosimetry*, v. 140 n. 3, pp.250–258.
- DABIN, J. ,KOPÉC, R., STRUELENS, L., *et al.*, 2016, "Eye Lens Doses in Nuclear Medicine: A Multicentric Study in Belgium and Poland", *Radiation Protection Dosimetry*, v.170, n.1-4, pp.297-301.
- European Commission (EC), 2009, *Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation*, RP n°.160.
- FINGER,P.T., KURLI,M., REDDY,S., *et al.*, 2005, "Whole Body PET/CT for Initial Staging of Choroidal Melanoma", *British Journal of Ophthalmology*, v.89, pp.1270-1274.
- General Electric (GE), 2017, Disponível em: http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/nuclear_medicine/spect_and_spect-ct/discovery_nm-ct_670_czt . Acessado em 23 de janeiro de 2017.
- GINJAUME, M., PÉREZ, S., DUCH, M.A., 2008, "Comparison of TLD-100 and MCP-Ns for Use as an Extremity Dosimeter for PET Nuclear Medicine Staff", *Radiation Measurements*, v.43, pp.607-610.
- GUALDRINI,G., MERIOTTI, F., WACH, S. *et al.*, 2011, "A new Cylindrical Phantom for Eye Lens Dosimetry Development", *Radiation Measurements*, v.46, pp.1231-1234.
- GUALDRINI, G. BORDY, J.M., DAURES, J. *et al.*, 2013, "Air Kerma to H_p(3) Conversion Coefficients for Photons from 10 keV to 10MeV, Calculated in a Cylindrical Phantom", *Radiation Protection Dosimetry*, v.154, n.4, pp.517-521.
- HENDEE W.R., RITENOUR, E.R., 2002, *Medical Imaging Physics*, Wiley-Liss, 4th ed.

- HIRONAKA, F.H., SAPIENZA, M.T., ONO, C.R., *et al.*, 2012, *Medicina Nuclear: princípios e aplicações*, Editora Atheneu, São Paulo, Brasil.
- Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), 2016, Estimativas de População, Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/estimativa2015/>. Acessado em 29 de agosto de 2016.
- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), 2016, Centro de Radiofarmácia, Disponível em: https://www.ipen.br/portal_por/portal/interna.php?secao_id=632 . Acessado em 14 de junho de 2016.
- Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), 2016, Laboratórios certificados para prestação de serviço de monitoração individual externa. Atualização: janeiro de 2016. Disponível em: www.ird.gov.br/index.php?option=com_docman&task=cat_view&gid=58&Itemid=49. Acessado em 05 de junho de 2016.
- Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO), 2007, *Sistema Internacional de Unidades – SI*. 8 ed., Rio de Janeiro, Brasil.
- International Atomic Energy Agency (IAEA), 1996, *International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources*, BSS n.115. Viena.
- International Atomic Energy Agency (IAEA), 2006, *Nuclear Medicine Resources Manual*, Viena.
- International Atomic Energy Agency (IAEA), 2008, *Radiation Protection in Newer Medical Imaging Techniques: PET/CT*, Safety Reports Series n. 58. Viena.
- International Atomic Energy Agency (IAEA), 2013, *Implications for Occupational Radiation Protection of the New Dose Limit for the Lens of the Eye - Interim Guidance for Use and Comment*, TECDOC-1731. Viena.
- International Commission on Radiological Protection (ICRP), 1997, *General Principles for the Radiation Protection of Workers*, Publication 75, v. 27, n.1.
- International Commission on Radiological Protection (ICRP), 2007, *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Publication 103, v. 37, n.2-4.
- International Commission on Radiological Protection (ICRP), 2008, *Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals, Addendum 3 to ICRP Publication 53*, Publication 106, v. 38, n.1-2.
- International Commission on Radiological Protection (ICRP), 2012, *Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs –*

Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. ICRP Publication 118. Ann. ICRP 41(1/2).

- International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), 1993, *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*, ICRU Report 51, Estados Unidos.
- International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), 1998, *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*, ICRU Report 60, Estados Unidos.
- International Electrotechnical Commission (IEC), 2012, International Standard, *Radiation protection instrumentation – Passive integrating dosimetry systems for personal and environmental monitoring of photon and beta radiation*, IEC 62387, Switzerland.
- International Organization for Standardization (ISO), 1999, *X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy*, ISO 4037-3, Part 3.
- International Organization for Standardization (ISO), 2015, Radiological protection — Procedures for monitoring the dose to the lens of the eye, the skin and the extremities, ISO-15382.
- KEMERINK, G.J., VANHAVERE, F., BARTH, I. and MOTTAGH, F. M., 2011, "Extremity doses of nuclear medicine personnel: a concern", *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 39(3): 529–532.
- KOPEC, R., BUDZANOWSKI, M., BUDZYNSKA, A., *et al.*, 2011, "On the Relationship Between Whole Body, Extremity and Eye Lens Doses for Medical Staff in the Preparation and Application of Radiopharmaceuticals in Nuclear Medicine", *Radiation Measurements*, v. 46, pp.1295-1298.
- Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI), 2002, *Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante: Recomendações e Definições*, IRD/CNEN, Rio de Janeiro, Brasil.
- LEIDE-SVEGBORN, S., 2012, "External Radiation Exposure of Personnel in Nuclear Medicine from ^{18}F , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and ^{131}I with Special Reference to Fingers, Eyes and Thyroid", *Radiation Protection Dosimetry*, v.149, n.2, pp.196-206.
- LESLIE, W.D., GREENBERG, I.D., 2003, *Nuclear Medicine*, 1 ed. Texas, Estados Unidos, Landes Bioscience.
- MARIOTTI, F., GUALDRINI, G., FANTUZZI, E., *et al.*, 2011, "A New Proposal on the Operational Quantity $H_p(3)$: Monte Carlo and Experimental Results", *Radiation Measurements*, v.46, pp. 375-380.

- MAURICIO,C.L.P, SILVA,H.L.R., SILVA,C.R., *et al.*, 2011, "Brazilian External Occupational Dose Management System", *Radiation Protection Dosimetry*, v.144, n. 1-4, pp. 115-118.
- MERCE, M.S., RUIZ, N., BARTH, *et al.*, 2011a, "Extremity Exposure in Nuclear Medicine: Preliminary Results of a European Study", *Radiation Protection Dosimetry*, v.144, pp.607-610.
- MERCE, M.S.,BAECHLER, S.,BARTH, I., *et al.*, 2011b, "Guidelines for Reducing Dose to the Hands During Standard Nuclear Medicine Procedures", ORAMED: Extremity Dosimetry in Nuclear Medicine (Work Package 4), ORAMED contract –grant agreement n°211361
- Ministério da Saúde (MS), 1998, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico,Portaria nº453, 1998. Brasil.
- Ministério da Saúde (MS), 2008, Agência Nacional de Vigilância Sanitária, Resolução da Diretoria Colegiada nº 38, Dispõe sobre a instalação e o funcionamento de Serviços de Medicina Nuclear "*in vivo*", 4 de junho de 2008, Brasil.
- Ministério do Trabalho e Emprego (MTE), 2005, Norma Regulamentadora nº 32, Segurança e Saúde no Trabalho em Estabelecimentos de Saúde, Portaria GM nº 485, de 11 de novembro de 2005, Brasil.
- National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP), 1997, Deposition, retention and dosimetry of inhaled radioactive substances, NCRP SC 57-2 Report.
- National Institute of Standards and Technology, The (NIST), 2010, *Radionuclide Half-Life Measurements*, Disponível em: <http://www.nist.gov/physlab/data/half-life.html.cfm>. Acessado em: 19 de novembro de 2010. Estados Unidos.
- ROBILOTTA, C.C., 2006, "A Tomografia por Emissão de Pósitrons: Uma Nova Modalidade na Medicina Nuclear Brasileira", *Revista Panamericana de Salud Publica*, v.20, n. 2/3, pp.134-142.
- SARTI, G., SCARPELLINI, F., PAGAN, S., *et al.*, 2014, "Skin and Eye Lens Dosimetry in the Team of Nuclear Medicine Diagnostic and Therapeutic with Radioisotopes: ^{18}F , ^{90}Y , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, etc: Analysis of a Measurement Campaign", Occupational Radiation Protection: Enhancing the Protection of Workers — Gaps, Challenges and Developments - Book of Contributed Papers, IAEA, CN-223, pp.398-404, Vienna..
- SEIERSTAD, T., STRANDEN, E., BJERING, K., *et al.*, 2007, "Doses to Nuclear Technicians in a Dedicated PET/CT Centre Utilising ^{18}F FLUORODEOXYGLUCOSE (FDG)", *Radiation Protection Dosimetry*, v.123, n. 2, pp. 246-249.
- SHAPIRO,J., 1990, *Radiation Protection: A guide for Scientists and Physicians*, 3 ed., President and Fellows of Harvard College, USA.

- SIEMENS, 2007, BiographTruePoint PET/CT: System Specifications, Siemens Medical Solutions.
- SIEMENS, 2010, *Positron Emission Tomography e Biograph PET/CT*, Disponível em: <http://www.medical.siemens.com>. Acessado em: 14 de setembro de 2010.
- Sociedade Brasileira de Biologia, Medicina Nuclear e Imagem Molecular (SBBMN), 2011, "50 anos de Sociedade Brasileira de Biologia, Medicina Nuclear e Imagem Molecular - História da Sociedade.
- Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging (SNMMI), 2016. Disponível em: <http://www.snmmi.org/AboutSNMMI/Content.aspx?ItemNumber=4456>. Acessado em 17 de junho de 2016.
- Spectrum Dynamics Medical (SDM), 2017. Disponível em: <http://www.spectrum-dynamics.com/>. Acessado em 23 de janeiro de 2017.
- SUMMERS, E.C., BROWN, J.L.E., BOWNES, P.J. *et al.*, 2012, "Eye doses to staff in a nuclear medicine department", *Nuclear Medicine Communications*, v.33, pp.476–480.
- TANDON, P., VENKATESH, M., BHATT, B.C., 2007, "Extremity Dosimetry for Radiation Workers Handling Unsealed Radionuclides in Nuclear Medicine Departments in India", *Health Physics*, v.92, n.2, pp.112-118.
- TAUHATA, L., SALATI, I.P.A., PRINZIO, R. D., *et al.*, 2013, *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*, 9 rev., Rio de Janeiro, Brasil, Instituto de Radioproteção e Dosimetria/CNEN.
- VALADEZ, E.R., GONZÁLEZ, I.V., CÁRDENAS, G.V., *et al.*, 2008, "Conceptos Básicos del ¹⁸F-FDG PET/CT. Definición y Variantes Normales", *Gac Méd Méx*, v.144, n.2, pp.137-146.
- VANHAVERE, F., BERUS, D., BULS, N., *et al.*, 2006, "The Use of Extremity Dosemeters in a Hospital Environment", *Radiation Protection Dosimetry*, v.118, n. 2, pp. 190-195.
- VANHAVERE F., CARINOU E., GUALDRINI G., *et al.*, 2012, "ORAMED: Optimization of Radiation Protection of Medical Staff: Extremity Dosimetry in Nuclear Medicine". European Radiation Dosimetry Group, EURADOS.
- VILLAS BOAS, 2016, *Bula para o profissional de saúde: ¹⁸F-FDG*, Brasília/DF, Brasil, Villas Boas Radiofármacos do Brasil SA. Disponível em http://www.vbrf.com.br/ckeditor_assets/attachments/20/bulafdg.pdf, acessado em 17 de novembro de 2016.
- WAGNER, H.N.J, SZABO, Z., BUCHANAN, B.S., 1995, *Principles of Nuclear Medicine*, 2 ed. Estados Unidos, W.B. Saunders Company.

- WHITBY, M., MARTIN, C.J., 2003, "Investigation Using an Advanced Extremity Gamma Instrumentation System of Options for Shielding the Hand During the Preparation and Injection of Radiopharmaceuticals", *Journal of Radiological Protection*, v.23, pp. 79-96.
- WRZESIEN, M., OLSZEWSKI, J., JANKOWSKI, J., 2008, "Hand Exposure to Ionizing Radiation of Nuclear Medicine Workers", *Radiation Protection Dosimetry*, v.130,n.3, pp.325-330.