

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

MARCELO MENNA BARRETO SCHWARCKE

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DOS PROFISSIONAIS EM
SERVIÇOS DE MEDICINA NUCLEAR**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia Nuclear do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear

Orientadores: Pro^a. Nadya Maria P. D. Ferreira – D.C.
Prof. Domingos D'Oliveira Cardoso – D.C.

Rio de Janeiro
2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

c2008

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha

Rio de Janeiro – RJ CEP:22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados. Armazenar em computador, microfilmar ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitido a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a se fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do autor e dos orientadores.

<p>S 399 Schwarcke, Marcelo Menna Barreto. Avaliação Dosimétrica dos Profissionais em Serviço de Medicina Nuclear / Marcelo Menna Barreto Schwarcke. - Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2008.</p> <p>107f.: il, graf., tab</p> <p>Dissertação (mestrado) – Instituto Militar de Engenharia. - Rio de Janeiro, 2008</p> <p>1. Medicina Nuclear. 2. Dosimetria. 3. Proteção Radiológica. I. Instituto Militar de Engenharia. II. Título. CDD 621.4831</p>

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

MARCELO MENNA BARRETO SCHWARCKE

**AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DOS PROFISSIONAIS EM
SERVIÇOS DE MEDICINA NUCLEAR**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia Nuclear do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Prof. Nadya Maria do Prado Damasceno Ferreira – D.C.

Co-Orientador: Prof. Domingos D Oliveira Cardoso – D.C.

Aprovada em 18 de fevereiro de 2008 pela seguinte Banca Examinadora:

Prof^a. Nadya Maria Prado Damasceno Ferreira – D.C. do IME - Presidente

Prof. Domingos D Oliveira Cardoso – D.C. da CNEN

Prof. Carmelindo Maliska – D.C. da UFRJ

Prof. Luís Alexandre Gonçalves Magalhães – D.C. da UERJ

Rio de Janeiro
2008

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Nossa Senhora de Medianeira pela proteção durante este percurso de minha vida, a CAPES que junto ao IME concedeu-me a oportunidade da realização deste trabalho e de mais etapas na minha vida acadêmica. À meus professores Dr. Réx Nazaré, Dra. Maysa, Coronéis Drs. Cabral, Claudio, Gavazza, Karan e Vitor pelo conhecimento repassado tanto teórico como experimental que serão aplicados em toda a continuidade de minha vida.

Agradecimento ao Coronel Maliska, Tenente Schimit, Tenente Joaquim, Sargento Albuquerque e toda a equipe de profissionais que trabalham no Serviço de Medicina Nuclear pela compreensão e profissionalismo durante minhas intervenções em seus procedimentos, assim como apoio logístico para a realização das medidas.

Um obrigado carinhoso a minha família Vera Lúcia, Fernando, Gabriel e Daniela que durante todo este período de afastamento e dificuldades, sempre me apoiaram em minhas decisões, nunca permitindo que as adversidades encontradas interferissem em meus objetivos. Assim como a meus tios Odilon e Suzana pela acolhida durante o período destinado para a realização deste trabalho, que sem a sua ajuda não possuiria condições mais favoráveis para a conclusão do mesmo.

Um agradecimento especial a meus orientadores Dra. Nadya e Dr. Domingos por todo apoio e dedicação para a conclusão desta dissertação.

Não podendo esquecer dos profissionais da Seção de Engenharia Nuclear do IME que sempre estiverem dispostos a ajudar e ao Cleber, técnico do laboratório, que me auxiliou com todos os equipamentos que foram utilizados do IME. Assim como a CNEN que me emprestou alguns dos equipamentos utilizados no trabalho que sem eles não seria possível a ampla análise dos resultados obtidos.

“A teoria sempre acaba, mais cedo ou mais tarde, assassinada pela experiência.”

ALBERT EINSTEIN

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES	8
LISTA DE TABELAS	11
LISTA DE SIGLAS	12
LISTA DE ABREVIATURA	13
1 INTRODUÇÃO	16
1.1 Histórico	16
1.2 Introdução	20
1.3 Objetivo	21
2 REVISÃO BIBLIOGRAFICA	22
2.1 Procedimentos em Medicina Nuclear	22
2.2 Protocolos de Realização dos Exames	24
2.1.1 Cintilografia Óssea	25
2.1.2 Cintilografia Renal com DMSA	27
2.1.3 Cintilografia Renal com DTPA	30
2.3 Testes de aceitabilidade dos equipamentos	33
2.3.1 Controle da qualidade da câmara gama	33
2.3.2 Controle da qualidade do medidor de atividade	35
2.4 Características técnicas dos detectores utilizados	36
2.4.1 Cintilador	36
2.4.2 Câmara de Ionização	37
2.4.3 Dosímetro pessoal de leitura direta	39
2.5 Efeito biológico para baixas energias	40
2.6 Dosimetria Pessoal	43
2.7 Caracterização do Hospital Central do Exército	44
3 MATERIAIS E MÉTODOS	46
3.1 Estrutura física do serviço medicina nuclear do HCE	46
3.2 Estrutura física do SMN-HCE do ponto de vista radiológico	48

3.3	Estudo do tempo de ocupação das salas do SMN-HCE	50
3.4	Metodologia para comparação entre os monitores	53
3.5	Descrição da geometria de aquisição dos dados	54
3.6	Avaliação da sala de manipulação	57
3.7	Metodologia para a aquisição dos dados durante os exames	60
3.7.1	Cintilografia Óssea	61
3.7.2	Cintilografia Renal com DTPA	62
3.7.3	Cintilografia Renal com DMSA	63
4	Resultados e Discussão	64
4.1	Comparação entre detectores	64
4.2	Monitoramento do profissional na sala de manipulação	68
4.3	Níveis de exposição para a equipe de enfermagem	72
4.4	Exposição durante Cintilografia Renal com DMSA	74
4.5	Exposição durante Cintilografia Renal com DTPA	77
4.6	Exposição durante Cintilografia Óssea	80
4.7	Intervenção no arranjo da sala de manipulação	86
5	Conclusão	89
6	Referências Bibliográficas	92
7	Anexos	98

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIG.2.1	Atividades administradas para Cintilografia Óssea segundo os documentos da AIEA, 2006; ACR, 2003; SNM, 2003; NUNEZ, 2000; SAPIENZA, 2003 e IPEN, 2006	26
FIG.2.2	Tempo de espera para obtenção das imagens de Cintilografia Óssea segundo os documentos da AIEA, 2006; SNM, 2003; NUNEZ, 2000; IPEN, 2006 e SAPIENZA, 2003	27
FIG.2.3	Variação entre o tempo de espera para obtenção das imagens cintilográficas renais com DMSA de acordo com as entidades pesquisadas, AIEA, 2006; SAPIENZA, 2003; NUNEZ, 2000; ACR, 2003 e SMN, 2003	29
FIG.2.4	Valores máximos e mínimos das atividades administradas aos pacientes para realização de exames cintilográficos renais com DMSA de acordo com os protocolos da AIEA, 2006; SAPIENZA, 2003; NUNEZ, 2000; ACR, 2003 e SMN, 2003	30
FIG.2.5	Valores de atividade administradas para realização de Cintilografia Renal com DTPA de acordo com os protocolos da SAPIENZA, 2003; NUNEZ, 2000; AIEA, 2006 e ACR, 2003	32
FIG.2.6	IndentiFINDER, modelo 21305 do Fabricante Thermo Electron Corporation	37
FIG.2.7	Câmara de Ionização, modelo 2130 Mini-ION do Fabricante Thermo Electron Corporation	38
FIG.2.8	Câmara de Ionização, modelo Babyline 81 do Fabricante Eurisys Mesures	39
FIG.2.9	Dosímetro pessoal pager do tipo Geiger-Müller, modelo PM1703GN do Fabricante Thermo Electron Corporation	40
FIG.3.1	Esquema do Serviço de Medicina Nuclear do HCE para pacientes injetados	46
FIG.3.2	SMN do HCE com suas respectivas blindagens	48
FIG.3.3	Descriminação dos ambientes de acordo com o nível de radiação de fundo encontrado	49

FIG. 3.4	Resultado da análise dos dados referentes aos pontos de maior exposição do profissional	53
FIG. 3.5	Arranjo experimental montado para realização da comparação entre os detectores	54
FIG. 3.6	Esquema da sala de exames a gama câmara DH	56
FIG. 3.7	Esquema da sala demonstrando o posicionamento da gama câmara TH, utilizada para realização dos exames de tireóide	57
FIG. 3.8	Esquema da sala de manipulação	58
FIG. 3.9	Geometria utilizada para as leituras da Sala de Manipulação	59
FIG. 3.10	<i>Setup</i> utilizado na sala de exames para a realização das medidas durante os exames	60
FIG. 4.1	Gráfico demonstrativo dos dados obtidos na comparação entre os detectores Babyline 81 frontal, Babyline 81 lateral e IndentiFINDER para as distâncias em que fora realizado as medidas deste trabalho	65
FIG. 4.2	Gráfico dos valores médios obtidos para a comparação entre os valores de taxa de dose a diferentes distâncias para a C.I. Mini-ION e o Cintilador IndentiiFINDER para a região de medidas desta pesquisa	66
FIG. 4.3	Níveis de radiação de fundo detectados durante o acompanhamento do profissional na sala de manipulação	71
FIG. 4.4	Níveis de exposição para o profissional de enfermagem durante administração do radiotraçador em exames de fluxo ósseo	73
FIG. 4.5	Níveis de exposição do profissional de enfermagem durante administração do radiotraçador em exames de cintilografia renal com DTPA	74
FIG. 4.6	Posições do <i>gantry</i> durante a realização do exame de cintilografia renal com DMSA	75
FIG. 4.7	Níveis de taxa de dose obtidos para exames de cintilografia renal com DMSA	76
FIG. 4.8	Níveis de taxa de dose observáveis para exames de cintilografia renal com DTPA	79
FIG. 4.9	Valores médios de taxa de dose para o exame de Cintilografia Óssea utilizando-se o Protocolo 1	82

FIG. 4.10	Níveis de Taxa de Dose proporcionais a região anatômica que esta sendo estudada para o Protocolo 1	83
FIG. 4.11	Taxa de dose do exame de cintilografia óssea utilizando-se o Protocolo 2	84
FIG. 4.12	Níveis de Taxa de Dose proporcionais as regiões anatômicas durante a execução do Protocolo 2	85
FIG. 4.13	A) Bancada de manipulação do Serviço antes da intervenção, características frontais. B) Disposição interna dos itens encontrados na região amarela da bancada, região de manipulação. C) Disposição dos itens encontrados na região cinza da bancada, depósito de curto prazo	87
FIG. 4.14	A) Vista frontal do novo arranjo dos “tijolos” de chumbo. B) Arranjo interno do espaço para realização da manipulação. C) Arranjo lateral do espaço de manipulação	88

LISTA DE TABELAS

TAB. 3.1	Resultado do acompanhamento diário sobre os tempos de ocupação dos profissionais e pacientes no SMN	52
TAB. 4.1	Valores médios das leituras das Taxas de Dose para câmara de ionização Babyline 81 na posição frontal e lateral, com o cintilômetro	65
TAB. 4.2	Resultados obtidos com a comparação entre a câmara de ionização 2130 Mini-ION e o cintilador IndentiFINDER	68
TAB. 4.3	Leituras obtidas com uma fonte de 9,15 mCi [338 MBq] para o Geiger-Müller PM1730GN e o cintilador IndentiFINDER	67
TAB. 4.4	Valores médios dos níveis de BG encontrados durante o período de monitoramento e seus respectivos acréscimos em relação o valor de BG da manhã	72
TAB. 4.5	Valores de Taxa de Dose de acordo com a posição do <i>gantry</i>	75
TAB. 4.6	Características físicas dos pacientes submetidos ao exame de cintilografia renal com DMSA que foram monitorados	76
TAB. 4.7	Características físicas dos pacientes analisados e as atividades administradas	78
TAB. 4.8	Características físicas dos pacientes analisados nos exames de cintilografia óssea	81

LISTA DE SIGLAS

ACR	<i>American College of Radiology</i>
AIEA	<i>Agency International of Energy Atomic</i>
CDTN	Centro de Desenvolvimento Tecnológico Nuclear
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
HCE	Hospital Central do Exército
HCFMUSP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP
IAEA	<i>International Agency of Energy Atomic</i>
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IME	Instituto Militar de Engenharia
INCA	Instituto Nacional do Câncer
IEN	Instituto de Engenharia Nuclear
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
PTMN	Protocolos Técnicos em Medicina Nuclear
SNM	Society of Nuclear Medicine
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation
TLD	Termodosimetry Luminescent

LISTA DE ABREVIATURAS

CM	- Cintilografia de Miocárdio
CT	- Cintilografia de Tireóide
CO	- Cintilografia Óssea
C.I.	- Câmara de Ionização
DMSA	- Ácido Dimercaptosuccínico
DTPA	- Ácido Dietilenotriaminopentacético
HLE	- High Level Energy
LLE	- Low Level Energy
MDP	- Ácido Metilenodifosfônico
OPD	- Oblíqua Posterior Direita
OPE	- Obliqua Posterior Esquerda
PET	- <i>positron emission tomography</i>
RF	- Radiação de Fundo
SESTAMIBI	- 2-methoxisobutilisonitrile
SMN	- Serviço de Medicina Nuclear
SPECT	- <i>single photon emission computer tomography</i>
TETROFOSMIN	- 1,2-bis[bis(2-ethoxyethyl)phosphino] ethane

RESUMO

Os profissionais ocupacionalmente expostos à radiação possuem um nível máximo permissível de 20 mSv, média ponderada em 5 anos consecutivos não podendo ultrapassar 50 mSv em qualquer ano, de acordo com a Norma 3.01 da Comissão Nacional de Energia Nuclear. O período de exposição às radiações dos profissionais que trabalham em Serviços de Medicina Nuclear é maior do que o dos profissionais que trabalham com os outros tipos de exames diagnóstico.

Por causa do período elevado de realização do exame, quando comparado a outras técnicas investigativas não-invasivas, e devido ao aumento do número de exames, observa-se uma tendência de que este profissional apresente uma exposição ocupacional mais elevada entre os sistemas de diagnóstico médico.

Durante o procedimento de eluição e preparo das atividades administradas aos pacientes do dia, o profissional é exposto durante o processo de eluição e preparo das doses, além de que a Radiação de Fundo (RF) aumenta durante este período de tempo, devido à interação com a coifa metálica, contribuindo para o aumento dos níveis de exposição do profissional durante o período de manipulação.

Para o exame de cintilografia renal com DTPA encontramos um valor de taxa de dose de $(2,55 \pm 0,25)$ $\mu\text{Sv/h}$ e para o exame de cintilografia renal com DMSA, o nível de taxa de dose é de $(1,20 \pm 0,12)$ $\mu\text{Sv/h}$. Para o exame de cintilografia óssea analisamos dois protocolos, um de protocolo de tempo onde obtivemos um valor de taxa de dose de $(3,09 \pm 0,30)$ $\mu\text{Sv/h}$ e outro protocolo de contagens onde o valor da taxa de dose fora de $(2,63 \pm 0,26)$ $\mu\text{Sv/h}$.

Os valores das taxas de dose para o profissional durante a realização dos exames tende a ser baixa para Serviços que possuem uma carga de trabalho menor, comprovando que as boas práticas continuam sendo o melhor método de radioproteção em Serviços de Medicina Nuclear.

ABSTRACT

The occupationally professionals exposed to radiation have a maximum permissible level of 20 mSv, weighted average on five consecutive years may not exceed 50 mSv in year, according to Standard 3.01 of Comissão Nacional de Energia Nuclear. The exposition time to radiation of professionals at Nuclear Medicine Services is more than other types of diagnostic tests.

Due to the increase of the utilization of scintigraphic exams, the professional workers responsible for executing this kind of service have been more exposed to radiation. The duration of exposure to radiation of the professional who work in nuclear medicine services is greater than that of the professional who with the other types of diagnostic tests.

During the elution procedure and the preparing of the administration activities for the patients of the day, the professional is being exposed during the elution process and dose preparing, besides, the Background (BG) increases during this period of time, due to the interaction with the metallic COIFA. Contributing in the increase of the exposure levels of the professional during the period of manipulation.

For the renal scintigraphic exam with DTPA we find a value of dose rate of $(2,55 \pm 0,25) \mu\text{Sv/h}$ and for renal scintigraphic with DMSA, the level of dose rate of $(1,20 \pm 0,12) \mu\text{Sv/h}$. For the bone scintigraphic we analyzed two protocols, one time protocol were we obtained a dose rate of $(3,09 \pm 0,30) \mu\text{Sv/h}$ and the counting protocol were we obtained a dose rate of $(2,63 \pm 0,26) \mu\text{Sv/h}$.

The values of dose rate for the professionals during an exam realization tend to be low for Services which have a workload lower, proving that good practices are still the best radioprotection method in Nuclear Medicine Services.

1 INTRODUÇÃO

1.1 HISTÓRICO

A descoberta dos raios X, 1895, por Wilhelm Conrad Röntgen, foi uma contribuição para o avanço da Ciência Médica, sendo reconhecido com o Prêmio Nobel em 1901. Quatro meses depois, Henri Becquerel descobriu a radioatividade natural. Em 1913, George de Hevesy, introduziu o conceito de marcador radioativo. Pois ao não conseguir separar o *Radium D* (Ra D) do Chumbo (Pb), resolveu utilizar as propriedades do *Radium D* ser um emissor de radiação gama para estudar as reações onde o chumbo está presente (BITELLI, 2006). A importância deste novo mecanismo para a marcação de células lhe conferiu o Prêmio Nobel em 1943. Este conceito mantém-se atual e é o princípio da prática da Medicina Nuclear. As primeiras aplicações datam, então, desde 1934, com a produção do primeiro radionuclídeo artificial, o Fósforo-32 (^{32}P), por Irene e Frédéric Joliat Curie (NEWING,1999). A partir deste período iniciou-se a caminhada conducente à utilização de radionuclídeos em diagnóstico médico.

A Medicina Nuclear está intimamente ligada à descoberta da radiação natural por H. Becquerel, Marie e Pierre Curie. Marie e Pierre Curie começaram suas pesquisas tentando isolar o elemento, contido em certos sais de urânio, que possuíam a propriedade de sensibilizar filmes fotográficos. Em junho de 1898 isolaram o Polônio e em 1899 isolaram o Rádio. Todos os elementos possuíam as mesmas propriedades físicas quanto a sua emissão de radiação, na época não se sabia que eram elementos da cadeia do Urânio e Tório, gerados devido ao decaimento radioativo dos núclídeos, descobrira-se à radiação natural. Pierre Curie, em suas palestras, narrou sua experiência utilizando sais de Radio em seu braço por 10 horas e descrevendo diariamente os sintomas e os aspectos físicos por 54 dias. Formando assim o embrião da utilização de radionuclídeos como forma de tratamento para lesões provocadas pelo câncer.

Em 1919, Rutherford realizou experimentos em seu laboratório na Universidade de Cambridge, demonstrando a desestabilização do núcleo de Nitrogênio estável pelo bombardeamento de partículas alfa, transformando-o em Oxigênio-15, radioativo e com meia vida de alguns minutos. Em 1927, Blumgart já utilizava a radioatividade para medir o fluxo sanguíneo, utilizando Fósforo radioativo obtido através do bombardeamento do Alumínio com Polônio, da mesma forma que George Hevesy, em 1920 na Dinamarca, estudou a absorção de Chumbo radioativo que ocorria naturalmente por plantas (NEWING, 1999).

Com a invenção do acelerador de partículas por J. D. Cockroft e E. T. S. Walton, onde através da aplicação de alta voltagem eram capazes de acelerar partículas em direção a um alvo, e do Cicloton por E.O. Lawrence, utilizando campos magnéticos e voltagens múltiplas eram capazes de acelerar a partícula em um movimento circular de forma a atingir o alvo, tornava-se possível produzir material radioativo artificial em apreciável escala e variedade.

Em 1935, D. Chiewitz estudava a biodistribuição de ^{32}P em animais, medindo seus efeitos por 20 dias (GEST, 2005). Por ser do mesmo grupo formado por John H. Lawrence e seu irmão E. O. Lawrence utilizou-se o ^{32}P para tratamento radioterápico em pessoas, uma vez que já se sabia seus efeitos terapêuticos comprovados pelos estudos de Chiewitz.

Em 1941, dois grupos em trabalhos independentes utilizavam o Iodo radioativo no tratamento do hipertireoidismo, os grupos de Berkley e de Boston. Seus trabalhos evoluíram consideravelmente devido a sua disponibilidade de um Cicloton próximo aos seus ambientes de pesquisa assim como a exclusividade pela produção de radionuclídeos adaptados aos seus estudos e com as mais variadas energias que necessitassem. No final da década de trinta e início da década de quarenta, a possibilidade da utilização de radionuclídeos em clínicas era real, sendo seu desenvolvimento impedido pelo alto custo do material e pela pouca produção.

Em 1946 o Projeto Manhattan torna-se a *Atomic Energy Commission* (A.E.C.) e o *Atomic Energy Act* (US Department of Energy, 2007). Estes dois órgãos investiram na energia nuclear e suas aplicações, possibilitando a produção em escala dos radionuclídeos. Uma nova gama de radionuclídeos possibilitou sua utilização em outras áreas que não fossem apenas da pesquisa acadêmica. Da mesma forma, sua produção passou a ser vinculada aos detectores existentes no

mercado.

O desenvolvimento do primeiro protótipo de *scanner* linear em 1949, por Cassen, constituiu o primeiro sistema de imagem. Este tipo de equipamento tornou-se a principal arma da Medicina Nuclear na realização de estudos nos anos 50 e início dos anos 60. No entanto, o importante avanço instrumental no âmbito da imagem de Medicina Nuclear surgiu com o aparecimento da Gama Câmara de Anger.

Utilizando-se de uma substância química específica, com afinidade ao tipo de tecido humano a ser estudado, tornou-se possível realizar exames cintilográficos utilizando-se um radioisótopo principal, independente de sua afinidade específica com algum tipo de tecido do corpo humano, que ligada quimicamente a um material específico capaz de realizar a maior parte dos exames. A união do radioisótopo com esta substância química chamada de radiofármaco.

Por serem administrados internamente, os isótopos utilizados possuem uma meia-vida curta, uma vez que se busca uma baixa exposição dos tecidos envolvidos no processo, respeitando assim os princípios mundiais da ALARA (*As Low As Reasonable Able*). Como na maioria dos países, no Brasil a produção e distribuição do material nuclear são de responsabilidade do governo. No caso do Brasil, possuímos três centros que são responsáveis pela produção e distribuição dos isótopos radioativos utilizados no país, sendo para tratamento ou pesquisa. O Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) localizado em São Paulo, possui dois Ciclotrons um Modelo CV-28 da *The Cyclotron Corporation* (USA) de 28 MeV e outro Ciclotron Modelo Cyclone 30 da *Ion Beam Application* (IBA-Bélgica) de 30 MeV. O Instituto de Engenharia Nuclear (IEN) localizado no Rio de Janeiro, possui dois ciclotrons modelos Ciclotron RDS-111 (30 MeV) e Ciclotron CV-28 e o Centro de Desenvolvimento Tecnológico Nuclear (CDTN-MG), possui o reator TRIGA com potência de 250 kW que utilizado na produção de nêutrons e radioisótopos.

Mundialmente constatamos um aumento na produção de radiofármacos. Em março de 2003, o Gabinete de Energia Nuclear, Ciência e Tecnologia, do Departamento de Energia Nuclear dos Estados Unidos (Office of Nuclear Energy, 2007), fez uma projeção do rendimento anual da produção e distribuição de radiofármacos nos Estados Unidos de US\$ 7,9 milhões no ano de 2001. O Ministério

de Ciência e Tecnologia (MCT) do Brasil, também apresentou no relatório referente ao mesmo ano para a área de produção de radiofármacos um crescimento anual em torno de 10%, mesmo assim o público alvo não está sendo atendido integralmente.

De acordo com o MCT, foram atendidos cerca de 2.352.000 pacientes utilizando técnicas nucleares no Brasil no ano de 2001, estimando-se a utilização de 89,7% do orçamento aprovado de R\$ 650,1 milhões (BRASIL/MCT, 2004), estes dados são comprovados ao se observar os relatórios dos institutos produtores de radiofármacos. No IEN, a produção do radiofármaco MIBG-Iodo-123, duplicou no ano de 2003 em relação ao ano anterior (IEN, 2003). No IPEN, a nacionalização na produção de certos radiofármacos representou uma economia de US\$ 700 mil/ano para a produção do Gálio-67 e US\$ 300 mil/ano para a produção do Tálcio-201 a partir de 2005 (OSSO, 2006). O faturamento do IPEN cresceu assim como a demanda dos radiofármacos, sendo de R\$ 31 milhões em 2003 para R\$ 37 milhões em 2004 (BRASIL/GESP, 2004).

Observando estes dados determinamos que a área de Medicina Nuclear esteja apresentando uma grande expansão, da mesma forma que o incentivo tecnológico na produção de novos equipamentos de detecção e de novos radiofármacos com meia-vida mais curta e uma fixação maior ao órgão de interesse.

O ^{99m}Tc é o nuclídeo de maior utilização nos Serviços de Medicina Nuclear (SMN), sendo obtido através de um gerador de $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$, onde o radionuclídeo pai, ^{99}Mo ($T_{1/2} = 66$ horas) (SHIHAD-ELDIN, 1978). Sua ampla utilização deve-se a não existência de emissões β^+ ou β^- , emissão de fóton único de 140 keV, o que possibilita uma menor dose ao paciente durante a realização do exame (WEBB, 1998 e SORENSON, 1987).

Tecnologicamente, o desenvolvimento na Medicina Nuclear é bem “visível” pois primeiramente utilizava-se Cintiladores Lineares, mais conhecidos como “pica-pau”. Estes detectores possuem uma fotomultiplicadora e suas imagens eram 2D. Seu grau de mobilidade para a realização de exames era limitado ao campo de ação de seu braço de sustentação, assim para a realização de imagens de corpo inteiro eram necessárias várias horas, caracterizando assim uma maior exposição do paciente e do técnico responsável pela realização do exame. Posteriormente foram substituídos pelas gama câmaras. Estas já possuíam uma área de detecção maior, com cerca de

6-9 fotomultiplicadoras com um cristal único de NaI(Tl). Eram capazes de gerar imagens 3D devido ao seu software, assim como a realização de imagens dinâmicas em tempo real, realizando uma rotação completa de 360° no seu eixo vertical e uma inclinação de 90° em sua cabeça de detecção. Não possuindo um deslocamento automático no eixo horizontal, necessitavam que a cada nova projeção de uma nova estrutura um novo posicionamento da maca de exames, tornando a exposição ocupacional maior. Um novo desenvolvimento aumentou o número de fotomultiplicadoras para uma ordem de 90 e possibilitou que a cabeça do detector possuísse os movimentos de 360° no eixo vertical, 180° no próprio eixo da cabeça da gama câmara e movimentos horizontais, possibilitando juntamente com seu software a realização de exames 3D. Não era mais necessária à presença do técnico durante todas as alterações nas projeções dos exames, o que propiciou a diminuição nas doses recebidas pelos profissionais e pacientes.

Vários estudos foram feitos sobre a qualidade dos radiofármacos administrados aos pacientes, onde se verifica a possibilidade de contaminação deste por outros núclídeos, tais como ^{99}Mo no caso do $^{99\text{m}}\text{Tc}$, que não sejam utilizados para a realização do exame e assim aumentando a dose no paciente, uma vez que estas energias não serão utilizadas para a obtenção de qualquer tipo de informação válida para a realização do exame (DANTAS, 2005). Entretanto, poucos estudos foram realizados na área de dosimetria referentes à exposição dos trabalhadores para cada fase dos procedimentos diários a que este profissional realiza, sem a utilização da dosimetria com TLD e sim uma outra forma de monitoração como o apresentado no estudo de Chiesa e outros. (CHIESA, 1997).

1.2 INTRODUÇÃO

A determinação de uma dose para o profissional em cada procedimento realizado em um Serviço de Medicina Nuclear (SMN) é complexa, uma vez que, procede-se com uma análise da logística do Serviço determinando as atividades a que este profissional é submetido diariamente.

Através de uma análise nos protocolos dos exames executados no Serviço

determina-se em qual destes o indivíduo está sendo mais expostos em seu dia-a-dia para os mais diferentes isótopos encontrados.

Um SMN ao possuir um programa de garantia da qualidade estará promovendo uma menor dose no paciente e nos profissionais, uma vez que, a atividade administrada tende a ser a menor possível para a realização do exame. Como sendo este um fator que poderia influenciar em nosso trabalho, realiza-se um controle de qualidade nos equipamentos, sendo que o controle de qualidade dos radiofármacos não fora realizado devido à falta de conhecimento técnico na área para efetiva realização deste procedimento.

A observação diária dos profissionais fora necessária para determinar os momentos mais críticos de suas funções a fim de apresentar alternativas viáveis para uma menor exposição. Estas alternativas podem ser utilizadas na alteração de sua rotina diária visando diminuir o seu nível de exposição aos procedimentos que permitirem esta alteração sem o comprometimento de sua funcionalidade ou alteração de suas características de execução de forma a comprometer os resultados finais.

1.3 OBJETIVO

O Objetivo desta dissertação é realizar uma avaliação da taxa de dose dos profissionais de um SMN durante as várias etapas da realização dos exames, de forma a determinar os níveis de dose recebidos pelos profissionais juntamente com uma análise dos procedimentos institucionais dos mesmos, buscando otimizar seus procedimentos visando à diminuição de sua dose.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 PROCEDIMENTOS EM MEDICINA NUCLEAR

O Serviço de Medicina Nuclear é caracterizado pela utilização de radioisótopos, que podem ser obtidos através do decaimento natural de um núcleo pai ou através de sua produção artificial utilizando-se um ciclotron ou aceleradores de partículas. Estes elementos são unidos quimicamente a marcadores que possuem afinidade com os tecidos de cada órgão a que se deseja estudar, como também podem não apresentar afinidade alguma com qualquer tecido possibilitando o estudo de características de fluxo.

A fonte de radiação utilizada para o diagnóstico médico está presente internamente ao paciente e não externamente como a radiação proveniente de aparelhos de raios X, sendo as gama câmaras os detectores utilizados na detecção desta radiação, não emitindo qualquer tipo de radiação. Durante o período em que o paciente não se encontra na sala de exames, o nível de radiação na sala é caracterizado pela radiação de fundo do ambiente.

As imagens de medicina nuclear demonstram a parte fisiológica dos órgãos ou tecidos, sendo possível assim à visualização de certas características como: assimilação dos produtos, excreção, obstruções, processos regenerativos e outros. O aumento da resolução da imagem é realizado com a utilização de colimadores, os quais são feitos em sua maioria por uma placa de chumbo furada, com aberturas hexagonais, semelhantes a favos de abelhas, forma esta estudada e desenvolvida pelo Dr. Alipio Luiz Dias Neto (ALASBIMN, 2004). Os colimadores irão atenuar a radiação proveniente do paciente diminuindo a sua energia o que caracterizará um evento não válido ou a absorvendo de forma que nem chegue ao cristal.

Os profissionais que realizam suas atividades em SMN estão sujeitos a norma CNEN-NN-3.05 (CNEN, 1996) e CNEN-NE-3.02 (CNEN, 1988) em que determina para o funcionamento de um SMN a existência de no mínimo um médico especialista em medicina nuclear que será responsável pelo SMN, um supervisor de

radioproteção qualificado pela CNEN, normalmente um físico, pois este deve ser responsável pela aplicação do controle de qualidade no SMN, e um ou mais técnicos de nível superior ou médio qualificado para a função que praticam.

A norma CNEN-NE-3.02 específica que o profissional técnico de nível superior deve possuir curso universitário completo, curso de radioproteção específico reconhecido pela CNEN, familiaridade com a organização, estrutura, regulamento e projetos da instalação, familiaridade com o funcionamento, aferição, ajustes e operação dos equipamentos de radioproteção, conhecimento das normas e regulamentos sobre a instalação, competência para o planejamento de procedimentos seguros de trabalho e possuir treinamento específico para a função que exerce.

Os técnicos de nível médio devem possuir curso completo de segundo grau ou equivalente, curso de radioproteção específico reconhecido pela CNEN, possuir familiaridade com a operação e planta da instalação, familiaridade com o funcionamento, aferição, ajuste e operação dos equipamentos de radioproteção, conhecimento de normas e regulamentos relativos a radioproteção aplicada à instalação, competência para conduzir seu trabalho em segurança para realização de inspeções, identificação de irregularidade, elaboração e registro de relatórios.

Os profissionais auxiliares devem possuir curso de primeiro grau completo ou equivalente e competência para realização de suas funções.

Com relação à estrutura física a instalação deve possuir acomodação para o pessoal, higiene pessoal, troca e guarda de vestimentas, descontaminação externa de pessoas, aferição, ajuste, guarda e descontaminação de equipamentos, elaboração e arquivamento de documentos e registros e pronta comunicação entre as pessoas apropriadas da instalação e com pessoas e instalações externas relevante para caso de notificação e tomada de decisões de emergência.

Já com relação aos equipamentos, o supervisor de radioproteção deve possuir equipamentos capazes de realizar um monitoramento individual, monitoração de área, monitoração ambiental, ensaio de instrumentos, proteção pessoal como luvas, máscaras e vestimentas e equipamentos necessários para descontaminação externa de pessoas e superfícies.

A disponibilidade destes equipamentos de radioproteção é exigência para o profissional de medicina nuclear, para que este respeite os níveis estabelecidos na

norma CNEN-NN-3.01 (CNEN, 2005), relacionada aos limites de doses anuais, em que o profissional não pode possuir uma dose efetiva superior a 20,0 mSv em um ano de monitoração. Por isso, os níveis dosimétricos mensais são normalmente de 2,0 mSv para o trabalhador que é monitorado diariamente utilizando-se de dosímetros pessoais do tipo filme ou TLD. A otimização das atividades dos profissionais contribui na manutenção de baixos níveis de dose recebidos e conseqüentemente contribui no valor da dose coletiva.

2.2 PROTOCOLOS DE REALIZAÇÃO DOS EXAMES

Para a execução de qualquer exame de medicina nuclear, devemos seguir uma série de recomendações e preparos tanto do paciente como do equipamento, estes procedimentos são chamados de protocolos. Para cada exame temos um protocolo específico que determina a quantidade de radiofármaco que deve ser manipulado e administrado ao paciente. Certos procedimentos necessitam de um preparo prévio do paciente para que seja obtida uma melhor qualidade na execução do exame, assim como demonstre claramente sua função fisiológica desejada. O protocolo do exame. O protocolo pode ser o recomendado, como os dados demonstrados nesta pesquisa bibliográfica, assim como de acordo com as condições do Serviço, sendo este necessita de um protocolo específico para as suas condições de execução dos exames, a fim de obter-se imagens de qualidade que não comprometam o diagnóstico dos pacientes.

O estudo bibliográfico dos protocolos sugeridos por organizações internacionais e nacionais é de grande importância neste trabalho, pois através de seus dados podemos sugerir um panorama nacional e internacional para a realização dos exames em um SMN. Foram pesquisadas instituições como a *International Agency of Energy Atomic* (IAEA), *American College of Radiology* (ACR), *Society of Nuclear Medicine* (SNM) e protocolos técnicos de alguns SMN no Brasil.

A partir deste estudo preliminar, escolhemos os exames de maior ocorrência no Hospital Central do Exército (HCE). Os exames que apresentaram esta característica foram a Cintilografia Óssea, Cintilografia Renal com DTPA e

Cintilografia Renal com DMSA.

Os protocolos pesquisados são apenas fontes de referência para realização dos exames, de forma a serem consideradas apenas recomendações, baseando-se na prerrogativa de que cada SMN pode e deve elaborar um protocolo específico para suas condições de trabalho. Para tal considera-se itens importantes como uma melhor definição de imagem e uma baixa dose para os pacientes.

2.2.1 CINTILOGRAFIA ÓSSEA

A Cintilografia Óssea (CO) é indicada para pacientes que apresentem doenças neoplásticas, fraturas, osteomelites, necrose vascular, artrite, infecções ósseas e dores ósseas (THRALL, 2003).

A preparação prévia do paciente não é necessária, apenas recomendações quanto à utilização de roupas que contenham metais, além de recomendações durante a realização do exame. Pede-se ao paciente que realize a ingestão de água de forma a eliminar o excesso de radiofármaco e antes da realização da imagem o mesmo é instruído a ir ao banheiro para que urine, esvaziando a bexiga, pois esta região apresentará uma grande atividade e irá mascarar dados relevantes da região da bacia (SAPIENZA, 2003).

Com relação à equipe do Serviço para a realização do exame, necessita-se de um profissional responsável pela administração do radiofármaco ao paciente, que normalmente é executado por um profissional de enfermagem, de um técnico responsável pela execução do protocolo de imagens e o acompanhamento da execução do exame, monitorando o paciente afim de que não se altere sua posição, já que qualquer alteração no posicionamento do paciente durante o exame provoca o aparecimento de “fantasmas” na imagem final, sendo necessário sua nova execução e o profissional médico responsável pela determinação da atividade administrada de acordo com as características físicas do paciente e pela interpretação do exame.

Para a aquisição das imagens de corpo inteiro, é realizada uma projeção anterior e outra posterior. Pode-se a partir destas realizar projeções localizadas a fim

de determinadas estruturas que necessitem uma ampliação.

Depois de posicionado o paciente na maca, é realizado uma contagem na região do Tórax, determinando o nível de contagens do equipamento, já que serão adicionadas informações ao *software*, como percurso de escaneamento e taxa de contagem. A taxa de contagem irá determinar o tempo de captação da gama câmara, uma maior atividade irá necessitar de um tempo menor de exame.

Para a realização das projeções estáticas de partes localizadas do corpo, podemos utilizar além do próprio colimador de baixa energia o colimador *Pinhole*, este colimador produz uma magnificação da região de estudo, possuindo assim uma alta resolução (THRALL, 2003).

A pesquisa bibliografia verifica a conformidade com relação ao radiofármaco utilizado, todas as recomendações mencionaram o $^{99m}\text{Tc-MDP}$ (^{99m}Tc -Ácido Metilendifosfônico). Com relação às atividades administradas é observado uma certa uniformidade quanto a atividade administrada, variando entre os valores de 1110 MBq [30 mCi] (AIEA, 2006; ACR, 2003; SNM, 2003; NUNEZ, 2000; SAPIENZA, 2003; IPEN, 2006) a 555 MBq [15 mCi] (ACR, 2003), demonstrados no FIG. 2.1.

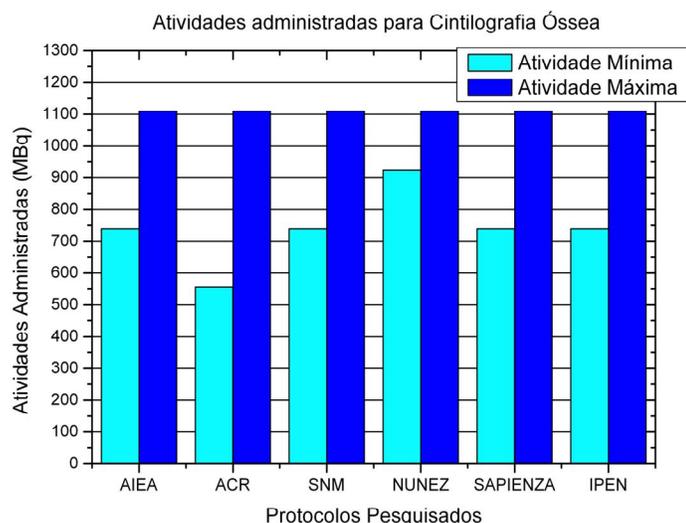


FIG. 2.1: Atividades administradas para Cintilografia Óssea segundo os documentos da AIEA, 2006; ACR, 2003; SNM, 2003; NUNEZ, 2000, SAPIENZA, 2003 e IPEN, 2006.

Para os tempos de espera do paciente para a obtenção das imagens é demonstrado na FIG. 2.2.

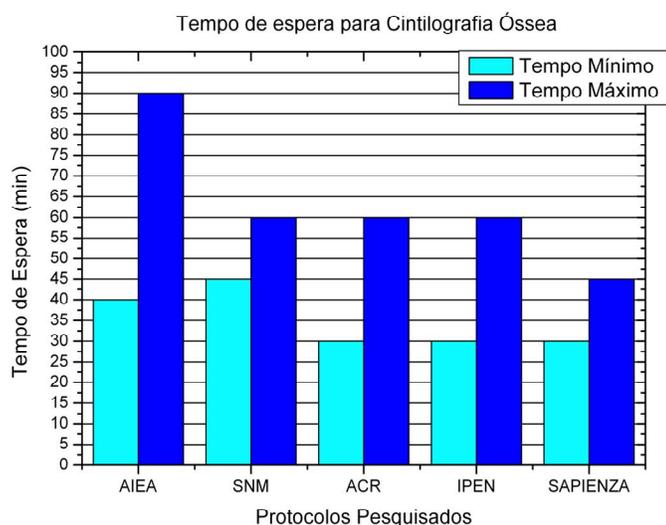


FIG 2.2: Tempos de espera para obtenção das imagens de Cintilografia Óssea segundo os documentos da AIEA, 2006; ACR, 2003; SNM, 2003; SAPIENZA, 2003 e IPEN, 2006.

2.2.2 CINTILOGRAFIA RENAL COM DMSA

A Cintilografia Renal com DMSA (Ácido Dimercapto Succínico), é um exame estático, onde o paciente recebe a atividade indicada para o exame de forma endovenosa de ^{99m}Tc -DMSA. É recomendado a este que aguarde por um período de tempo necessário para a fixação do radiofármaco nos rins.

O DMSA é captado pelo tecido cortical renal, ligando-se as proteínas do túbulo proximal o que permite a visualização da morfologia cortical e da função tubular renal. Por voltar de 40% a 65% do radiofármaco está presente nesta estrutura após duas horas da injeção (SNM, 2003), sendo que esta é determinada através da quantificação da porcentagem de atividade retida em cada rim.

O processo de quantificação da captação de cada rim é utilizado como parâmetro de acompanhamento, chegando a auxiliar na decisão de intervenção

cirúrgica, em alguns casos de nefrectomia. Como também é possível realizar uma avaliação do tamanho e posição dos rins (THRALL, 2003).

Recomenda-se ao paciente que durante toda a fase do exame esteja se hidratando, uma vez que a desidratação pode levar a um falso diagnóstico do exame. Quanto à alimentação não existem restrições com relação a qualquer alteração dos hábitos alimentares do paciente.

A equipe envolvida na execução do exame refere-se a um profissional qualificado para administração do radiofármaco, o técnico responsável pela execução do exame e do médico responsável pela interpretação do exame. A atividade administrada normalmente para a realização deste tipo de exame independe da massa corpórea do paciente, sendo um valor fixo determinado pelo protocolo do Serviço (THRALL, 2003).

No momento da realização do exame o paciente é posicionado em decúbito dorsal na mesa de exames, é selecionado no terminal de aquisição imagens com 500.000 contagens (ACR, 2003). Realiza-se uma aquisição posterior, anterior, Obliqua Posterior Direita (OPD) e Obliqua Posterior Esquerda (OPE). Para a realização deste exame utiliza-se o colimador de alta resolução e uma janela de 15%-20% para 140 KeV, utilizando-se uma matriz de 256 X 256 (AIEA, 2006).

Com relação ao tempo de espera para a realização do exame as referências bibliográficas demonstraram que o período mínimo indicado é de 1 hora e o período máximo indicado é de 6 horas, esta comparação bibliográfica com relação ao período de espera demonstrado na FIG. 2.3.

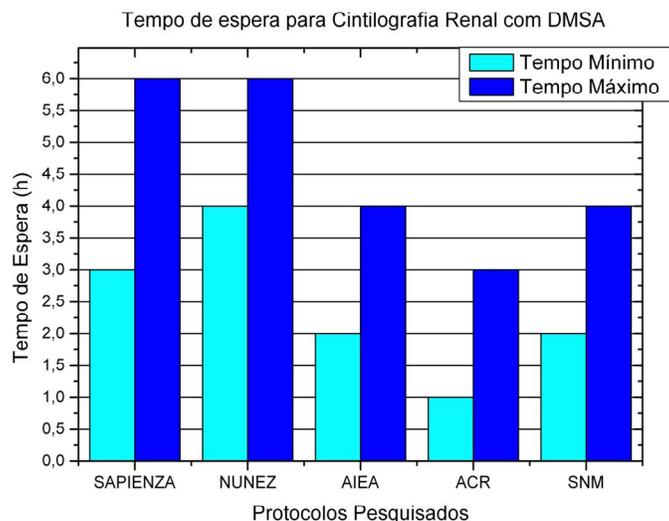


FIG. 2.3: Variação entre o tempo de espera para obtenção das imagens cintilográficas renais com DMSA de acordo com as entidades pesquisadas, AIEA, 2006; SAPIENZA, 2003; NUNEZ, 2000; ACR, 2003 e SNM, 2003.

Observa-se na prática a adoção do protocolo da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA, 2006), onde o tempo de realização do exame é de 3 a 4 horas.

Para os níveis de dose administrados, possuímos uma característica de adoção de apenas um valor único, sendo um valor para adultos e outro para crianças como demonstra a FIG. 2.4. Os valores máximos de atividade administrada de 185 MBq [5 mCi](SAPIENZA, 2003 e ACR, 2003) refere-se a atividade administrada aos adultos e a atividade mínima administrada de 11 MBq [0,3mCi](SNM, 2003) e 80 MBq [2,0 mCi](AIEA, 2006) referem-se as atividade administradas para crianças. Valores estes diferentes devido à diferença de massa corpórea entre os dois biótipos e devido à diferença morfológica e fisiológica dos rins.

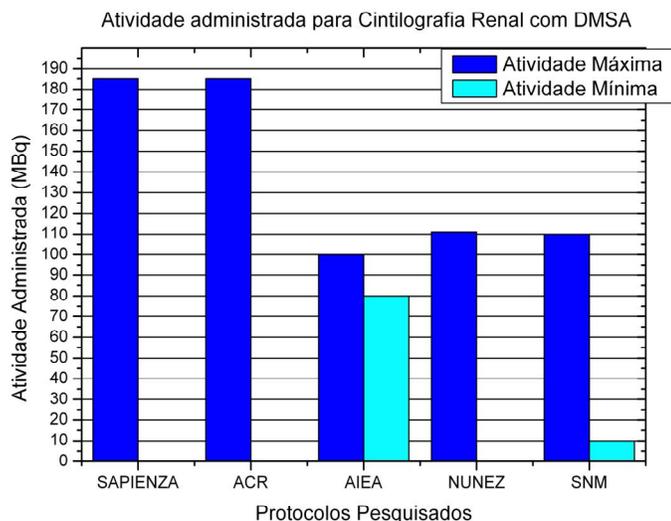


FIG. 2.4: Valores máximos e mínimos das atividades administradas aos pacientes para realização de exames cintilográficos renais com DMSA de acordo com os protocolos da AIEA, 2006; SAPIENZA, 2003; NUNEZ, 2000; ACR, 2003 e SNM, 2003.

2.2.3 CINTILOGRAFIA RENAL COM DTPA

A avaliação dinâmica pode ser realizada utilizando-se os seguintes radiofármacos, ^{99m}Tc -DTPA (Ácido Dietileno Triamino Pentaacético), ^{99m}Tc -MAG3 (Mercapto Acetil Triglicina), ^{131}I -OIH e ^{123}I -OIH. Sendo que o radiofármaco mais utilizado é o ^{99m}Tc -DTPA para a avaliação renal dinâmica (THRALL, 2003).

Como preparação paciente é recomendado que se hidrate muito bem antes da realização do exame, desta forma muito Serviços optam por hidratar o paciente antes da realização do exame, pedindo a este que ingira de 3 a 4 copos de água antes de entrar na sala de exames. A desidratação pode resultar em captação ou excreção retardada, o que simularia uma baixa função renal (THRALL, 2003).

O radiofármaco é administrado de forma endovenosa, sendo que ao contrário dos demais exames o procedimento de administração do radiofármaco será realizado após posicionamento do paciente, realizado pelo técnico em conjunto com o médico responsável, somente após o correto posicionamento do paciente que o profissional qualificado para a administração do radiotraçador é autorizado a realizar

a administração do mesmo. Este procedimento deve-se a necessidade de que as imagens devem ser obtidas logo nos primeiros momentos do exame, quando o radiotraçador chega à região renal através da aorta abdominal.

O paciente é posicionado na posição supina, já que esta favorece que os rins ptóticos não se desloquem para a região ínfero-anterior, a cabeça da câmara gama é posicionada para uma aquisição posterior. Para casos de rins transplantados recomenda-se que seja feita a aquisição na projeção anterior.

Dependendo do caso clínico a ser investigado, utilizam-se diuréticos (teste de *wash-out*) ou de inibidores de enzimas de conversão da angiotensina (teste com Captopril). As imagens mostram o aporte vascular, o acúmulo e a eliminação renal do radiofármaco, assim como sua progressão pelas vias excretoras, permitindo uma avaliação da função glomerular, já que o radiotraçador é eliminado pela filtração glomerular de forma semelhante ao da insulina, caso não ocorra secreção ou reabsorção tubular. Através da quantização renal é possível criar uma curva da atividade pelo tempo, chamado nefrograma (THRALL, 2003).

Devido a estas características que a Cintilografia Renal com DTPA é utilizada para casos de Hidronefroses, onde a dilatação das vias excretoras ou obstrução provocam a retenção de urina, conseqüentemente irá provocar a retenção do radiofármaco na via excretora, mesmo após a utilização de um diurético. Indicado para processos de estenose de artéria renal, a cintilografia é utilizada para investigação da hipertensão renovascular, normalmente este tipo de estudo é realizado em conjunto com a cintilografia de renal com DMSA, já que aumenta em 85% a sensibilidade do método.

Pode ser utilizado na determinação cintilográfica do ritmo de filtração glomerular, devido a análise da captação do DTPA com relação à dose administrada diretamente. No processamento determina-se de forma quantitativa o valor da filtração de cada rim.

Como na avaliação do fluxo é necessário que o exame seja iniciado no momento em que o radiotraçador chega à região do abdômen é necessário que o profissional esteja no comando de aquisição e inicie a aquisição no segundo em que visualizar a chegada do “bolo radioativo” no monitor (SAPIENZA, 2003). Este é o procedimento utilizado para a realização do exame, desta forma não é possível determinar um período de espera, já que é injetado o radiotraçador no momento inicial do exame.

Escolhe-se para a aquisição do fluxo uma imagem por segundo durante um minuto, seguido de imagens de 30 segundos durante 25 minutos e uma imagem pós-miccional com 500.000 contagens (THRALL, 2003). Devido à imagem pós-miccional não é possível determinar um tempo de exame, já que este período é variável entres os pacientes. Devido a estes fatores que não se pode determinar um tempo máximo ou mínimo para a execução do exame, já que ocorrerá uma grande variação no tempo de acordo com o tipo de paciente que se esta realizando o exame, uma vez que este deve realizar uma imagem após ir ao banheiro ou alguns pacientes não conseguem permanecer durante todo o período do exame sem ir ao banheiro, necessitando a interrupção do exame antes de seu término.

A atividade administrada variou de acordo com os protocolos pesquisados, demonstrado na FIG. 2.5, observando-se um valor médio de 370 MBq [10 mCi] (SAPIENZA, 2003 e NUNEZ, 2000) , existindo um valor máximo de 925 MBq [25 mCi] (ACR, 2003) e um valor mínimo de 200 MBq [5 mCi](AIEA, 2006) para o exame cintilográfico renal em adultos.

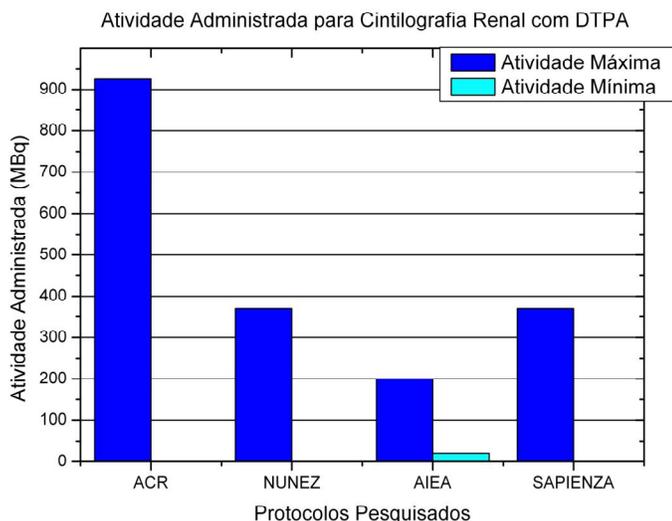


FIG. 2.5: Valores de atividade administrados para realização de cintilografia renal com DTPA de acordo com os protocolos SAPIENZA, 2003; NUNEZ, 2000; AIEA, 2006; ACR, 2003.

2.3 TESTES DE ACEITABILIDADE DOS EQUIPAMENTOS

2.3.1 CONTROLE DE QUALIDADE DA GAMA CÂMARA

Os testes de aceitação da gama câmara são realizados de forma que durante a realização do trabalho não tenhamos alteração nos procedimentos do Serviço devido a anormalidades nas imagens decorrentes de problemas no sistema da gama câmara. Uma vez que, estas alterações podem ocasionar uma maior exposição dos profissionais, já que o paciente ou permanecerá por um período maior para execução de seu exame ou necessitará voltar ao Serviço para a realização de imagens complementares.

Desta forma estes testes permitem ao profissional confirmar adequadamente o bom funcionamento de seu equipamento, visando assim a não repetição de exames desnecessariamente ou falso diagnóstico. Os testes que devem ser realizados e sua periodicidade são encontrados nas normas da CNEN (CNEN, 1996) e da IAEA (IAEA, 2003).

Teste 1: Teste de Uniformidade de Campo, recomenda-se realizá-lo diariamente, para este teste utiliza-se um *Phantom* de campo cheio (*flood*), que consiste de placas paralelas de acrílico preenchidas com água onde injeta-se ^{99m}Tc , este deve possuir o tamanho total do campo sensível da câmara gama, ou utilizar-se uma fonte pontual.

Este pode ser feito da forma intrínseca, utilizando uma fonte localizada a uma distância superior a 1,0 m sem a utilização do colimador, ou é feito de forma extrínseca, colocando a fonte a uma distância inferior as 0,5 m com a presença do colimador. Recomenda-se realizar de uma forma diariamente e da outra forma uma vez por semana e assim comparar os resultados (THRALL, 2003).

A uniformidade do detector serve como mecanismo de aferição do correto funcionamento do equipamento, uma vez que manchas escuras na imagem podem determinar o mau funcionamento de uma fotomultiplicadora, linhas lineares na imagem podem indicar uma possível fissura do cristal e uma não uniformidade da imagem pode representar uma performance diferenciada de algum componente

eletrônico do equipamento (FARR, 1998).

Caso algum dos problemas anteriormente citados for constatado, procede-se com sua devida correção. Esta é feita automaticamente através da captação de uma imagem por um tempo maior, tendo por base o cálculo do desvio padrão das contagens e a média das mesmas.

A não realização deste teste pode ocasionar um falso diagnóstico, uma vez que teremos imperfeições na imagem. Indiretamente ocasionará uma exposição maior dos funcionários, já que o exame deverá ser repetido.

Teste 2: Teste de Centro de Rotação pode ser feito diariamente ou de acordo com a norma mensalmente para equipamentos que realizem imagens tomográficas. Utilizando-se *phantoms* cilíndricos, obtemos uma imagem com rotação de 360°. Certos equipamentos possuem protocolos específicos que plotam os resultados obtidos em um gráfico, o mesmo deve ser linear. O teste pode ser executado de forma manual, colocando-se uma fonte linear e realizando imagens estáticas em tempos constantes com a mesma distância de rotação, analisando posteriormente as imagens e suas respectivas contagens (IAEA, 2003).

Este teste é muito importante, pois exame de Cintilografia Miocárdica e Cintilografia Cerebral, estão baseados em exames tomográficos para realizarem a reconstrução. Erros nas leituras podem ocasionar erros no diagnóstico.

Teste 3: Teste de Resolução Espacial possui uma periodicidade anual ou quando houver suspeitas. Este teste refere-se à habilidade do sistema de produzir imagens distintas de duas fontes radioativas que estejam muito próximas. Podemos separar esta característica em Resolução Intrínseca e Resolução do Sistema.

Para se testar estas características, utilizamos um simulador de barras ou ortogonais, verificando as propriedades anteriormente citadas, na falta de tais simuladores podemos utilizar fontes pontuais e estendidas, tais como uma seringa de 1,0 ml, cheia com ^{99m}Tc .

A resolução intrínseca é referente ao sistema da câmara (cristal, fotomultiplicadora e posição lógica dos circuitos), sendo analisado sem a presença do colimador. A análise da resolução intrínseca deve-se ao fato de que a radiação ao interagir com o cristal irá produzir vários fótons de luz, que serão absorvidos por algumas fotomultiplicadoras, resultando em pulsos elétricos que não seja barrado pelo analisador de pulso, promovendo assim o aparecimento de manchas na

imagem final. Testa-se esta propriedade do equipamento ao se aproximar duas fontes pontuais e simultaneamente observar a imagem, até que não seja mais possível a visualização de duas fontes.

Já problemas quanto à resolução do sistema irão ocasionar borramento na imagem, problema este que é facilmente resolvido com a adoção de colimadores apropriados para cada tipo de energia, evitando assim o espalhamento dos raios gama.

Teste 4: Teste de periodicidade anual ou quando houver necessidade é o Teste de Resolução de Energia, este teste determina a habilidade de distinguir valores diferentes de energia, sendo importante para diferenciar os raios gamas do espalhamento dos raios gama do paciente. Assim o analisador de multicanal presente no sistema, verifica se esta diferenciação está ocorrendo corretamente. Sua realização é feita anualmente ou quando houver reparos nos equipamentos, que alterem suas características (IAEA, 2003).

Este teste é muito importante uma vez que selecionado a janela de operação da câmara gama de acordo com o radioisótopo utilizado, por exemplo, o ^{99m}Tc , a janela é ajustada de acordo com o protocolo do exame e do equipamento entre os valores de 130 a 150 keV, já que o ^{99m}Tc possui um fóton de 140 keV.

2.3.2 CONTROLE DE QUALIDADE DO MEDIDOR DE ATIVIDADES

Para uma correta dosimetria do paciente é necessário de que a atividade administrada esteja de acordo com os protocolos adotados. Desta forma realiza-se os testes de aceitação para o medidor de atividade, estes testes estão citados na norma CNEN-NN-3.06 (CNEN, 1996).

Para os testes diários é recomendado a verificação de contaminação das regiões sensíveis do medidor de atividade e a realização de uma contagem com o suporte para as fontes e uma contagem sem o suporte para as fontes, antes de iniciais a manipulação das fontes e depois de terminado todos os procedimentos que necessitem de contagem das fontes. Comparam-se os valores a fim de constatar possível contaminação, uma vez constatado a contaminação, deve-se proceder com

a descontaminação do mesmo.

Nos testes mensais recomenda-se a realização do teste de linearidade, onde é utilizado uma fonte de ^{99m}Tc , medindo-se os valores de atividade durante um tempo determinado e os comparando com os valores teóricos de decaimento. Pode-se variar o teste avaliando-se a linearidade de volume, variando o volume e realizando as contagens, posteriormente plotando os valores em um gráfico. Este deve apresentar uma reta linear, que de acordo com a norma é permitido uma variação de 20% nos resultados.

Para o teste de exatidão/precisão, é utilizado uma fonte de ^{57}Co , ^{133}Ba ou ^{137}Cs , calcula-se sua atividade para a data da realização dos testes, realiza-se 5 a 10 medidas, comparando-as entre si. O desvio percentual deve ser de 10%, com uma confiabilidade de 90%. Da mesma forma compare os valores encontrados com o valor teórico calculado da atividade da fonte, o desvio percentual deve ser de 5% com uma confiabilidade de 95%.

Para os Testes Anuais é recomendada a realização do teste de reprodutibilidade, utilizando uma fonte de ^{57}Co ou ^{133}Ba , realiza-se 5 medidas e compara-se os valores entre si, é permitido um desvio percentual de 5% com uma exatidão de 95%.

2.4 CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DOS DETECTORES UTILIZADOS

2.4.1 CINTILADOR

O detector cintilador tem por princípio fundamental transformar a radiação ionizante em luz visível em um comprimento de onda que possa ser coletado. Sendo assim deve ser capaz de converter integralmente a energia cinética das partículas em luz com eficiência, sua conversão deve ser linear e o tempo de decaimento luminescente do cristal ser curto (KNOLL, 1999).

Para o nosso estudo foi utilizado um cintilômetro plástico. É um cintilômetro orgânico que é dissolvido em um solvente se polimerizando (TSOULFANIDIS, 1995),

esta opção deve-se ao fato de que este tipo de material não apresenta uma grande atenuação aos níveis de energia medidos neste trabalho.

Para nosso trabalho foi utilizado como verdade (Padrão) das medidas o cintilometro IndentiFINDER, representado na FIG. 2.6, modelo 21305 do fabricante Thermo Electron Corporation, possuindo uma faixa de resolução de 15,0 KeV à 3,0 MeV e um cristal do tipo NaI (THERMO FISHER CORPORATION, 2007).



FIG. 2.6 IndentiFINDER, modelo 21305 do Fabricante Thermo Electron Corporation.

Este monitor é capaz de determinar o tipo de nuclídeo presente no ambiente, sendo sua sensibilidade de 0,5% de acordo com o fabricante. Devido a estas características este equipamento fora escolhido como padrão para os demais.

O equipamento este pertencente à Comissão Nacional de Energia Atômica que fora gentilmente emprestado para a realização deste trabalho.

2.4.2 CÂMARA DE IONIZAÇÃO

A câmara de ionização (C.I.) é importante na detecção de radiação gama. A reação da radiação com o ar contido no interior da câmara provoca a formação de íons par que serão coletados através da aplicação de um campo elétrico (ATTIX, 1986).

Para a realização deste trabalho foi utilizado duas câmaras de ionização, uma modelo 2130 Mini-ION do fabricante Thermo Electron Corporation, com uma incerteza intrínseca de 10%, demonstrada na FIG. 2.7. Possui uma faixa de resolução de 10,0 KeV à 6 MeV e uma faixa de taxa de dose de 1,0 $\mu\text{Sv/h}$ à 500mSv/h. Este monitor possui uma janela de poliéster aluminizado com densidade total de 7,0 mg/cm^2 e uma linearidade de $\pm 15\%$ (THERMO FISHER CORPORATION, 2007).

O equipamento pertencente à Comissão Nacional de Energia Nuclear e gentilmente cedido para a realização deste trabalho.



FIG. 2.7: Câmara de Ionização modelo 2130 Mini-ION do fabricante Thermo Electron Corporation

A segunda C.I. usada foi a modelo Babyline 81 do fabricante Eurisys Mesures, com erro intrínseco de 10,0%, possuindo uma faixa de detecção de energia de 10,0 KeV à 10,0 MeV e uma faixa de taxa de dose de 10,0 $\mu\text{Sv/h}$ à 1000 mSv/h (EURISYS MESURES, 1991). Possui uma parede de equilíbrio eletrônico de 7,0 mg/cm^2 e um volume sensível de 515 cm^3 , demonstrada na FIG. 2.8. Equipamento este pertencente do Instituto Militar de Engenharia (IME) e cedido para realização deste trabalho.

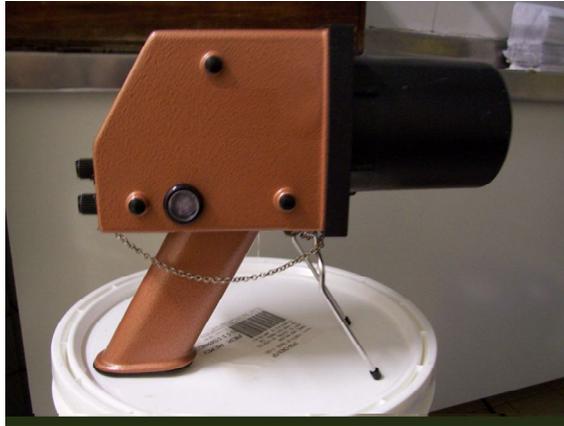


FIG. 2.8: Câmara de Ionização modelo Babyline 81 do Fabricante Eurisys Mesures

2.4.3 DOSÍMETRO PESSOAL DE LEITURA DIRETA

Para realização deste trabalho foi obtido um dosímetro pessoal *Pager* do tipo Geiger-Müller modelo PM1703GN, do fabricante Thermo Electron Corporation, como mostra a FIG. 2.9, utilizado para a monitoração dosimétrica dos pesquisadores, sua faixa de energia detectável é de 60,0 KeV à 3,0 MeV e sua faixa de dose é de 0,1 $\mu\text{Sv/h}$ à 50 $\mu\text{Sv/h}$, equivalente a taxa de dose do ^{137}Cs (THERMO FISHER CORPORATION, 2007). Equipamento este pertencente à Comissão Nacional de Energia Nuclear e que fora gentilmente cedido para a realização deste trabalho.



FIG. 2.9: Dosimetro pessoal pager, do tipo Geiger-Müller, modelo PM1703GN do Fabricante Thermo Electron Corporation

2.5 EFEITOS BIOLÓGICAS PARA BAIXAS ENERGIAS

Cada tecido apresenta uma resposta radiobiológica diferente, da mesma forma que sua resposta esta relacionada à capacidade de reparo da célula. Alguns tecidos apresentam uma resposta rápida a irradiação, tais como conjuntivo, mucosas, aparelho digestivo, ovários e tecidos linfáticos, estes ao serem irradiados possuem uma alta probabilidade de ocorrência de apoptose. Já outros tecidos apresentam uma resposta lenta à irradiação, tais como tecido nervoso, ósseo, muscular e conjuntivo, estes devido a sua baixa capacidade de mitose, apresentando uma menor probabilidade na ocorrência de apoptose (ALPEN, 1998).

O efeito de mutação e carcionogênese são os efeitos mais relevantes após a exposição a doses baixas e freqüentes (BITTELLI, 2006). Estes efeitos são chamados de efeitos estocásticos e desta forma apresentam uma dificuldade em se determinar um limite seguro para seus níveis de exposição. Pois é concordância entre os estudiosos do assunto que qualquer exposição a radiação por menos que seja, pode ser nociva a saúde. Da mesma forma que exposições diárias possuem seus efeitos somados ao decorrer do ano.

Outro fator importante que deve ser analisado é que a radiação gama não possui uma profundidade especifica de penetração e que a maior probabilidade de

interação é com a água provocando alterações em sua composição química, já que esta está presente no organismo em uma proporção de 80%. Sua quebra ocasiona a formação de radicais livre que poderão provocar alterações enzimáticas ou no DNA das células.

Segundo documento da *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation* (UNSCEAR), para baixas doses a resposta aos efeitos biológicos são lineares, podendo ser independentes da dose recebida uma vez que a mesma radiação em seu trajeto pode ocasionar danos celulares em mais de uma célula. Da mesma forma que é muito difícil determinar uma dosimetria biológica, já que baixas doses não provocam uma alteração significativa na contagem de células linfáticas e plasmáticas do sangue. Para doses superiores a 250 mGy de radiação gama, provocam certas alterações no sistema linfático que podem ser detectadas e atribuídas a radiação recebida (UNSCEAR, 2000).

Para o caso de um SMN, as taxas de dose medidas a um metro do paciente que fora injetado com 0,74 GBq de ^{99m}Tc , tendem a ser de 10 mSv/h. Já para doses terapêuticas com ^{131}I , onde fora administrado 3,7Gq, a taxa de dose medida é de 200 mSv/h. Da mesma forma que o profissional seja responsável pelo preparo do radiofármaco e pela realização dos exames, são registrados doses anuais acima de 5,0 mSv, o que não acontece para os profissionais que são responsáveis apenas pela realização dos exames, sendo sua dose anual menor do que 1,0 mSv (UNSCEAR,2001).

Para a realização da cintilografia óssea o valor de dose efetiva para o paciente é de 6,5 mSv (DE OLIVEIRA, 2001). Para uma radiografia comum de tórax a dose efetiva é de 0,04 mSv e uma imagem realizada com tomografia computadorizada da região do tórax é de 8,3 mSv, enquanto que a dose efetiva para 80 MBq de ^{99m}Tc -DMSA é de 3,5 mSv, para um exame utilizando ^{99m}Tc -DTPA com atividade de 300 MBq a dose efetiva é de 1,6 mSv (MOUNTFORD, 1997).

Utilizando simulação computacional através do simulador MIRDOSE 3.0 é possível estimar a dose efetiva para homens submetidos a exame de cintilografia óssea utilizando ^{99m}Tc -MDP é de 4,75 $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$ e para mulheres é de 6,19 $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$, para pacientes submetidos a exames de cintilografia renal com ^{99m}Tc -DMSA a dose efetiva para mulheres é de 10,7 $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$ e para homens é de 9,12 $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$ (STABIN, 1999).

Todos estes estudos referem-se a uma dosimetria interna ou muito próxima da superfície do paciente, mas com a preocupação com relação a dose efetiva a que o paciente é submetido durante um procedimento de medicina nuclear. Poucos estudos representam a dose efetiva a que o profissional de medicina nuclear é submetido durante a realização dos exames.

No artigo de Chiesa (CHIESA, 1997) foi feito estudo, onde a monitoração do nível de dose foi realizada com um monitor pessoal do tipo Geiger-Müller, Stephen X, que fora posicionado no profissional. Este dispositivo acumulava a radiação recebida durante a realização do exame sendo possível estimar a dose do profissional por exame. Não fora observado uma distância padrão para as leituras realizadas durante os exames, sendo que o autor realizou um procedimento comparação do monitor utilizado com duas câmaras de ionização, uma Victoreen 471 e outra Victoreen 450P, e um contador proporcional EG&G Berthold Umo LB123. Realizando medidas a 60 cm para ^{99m}Tc e ^{131}I e a 80 cm para ^{18}F , no ar e utilizando um *phantom* de água, realizando medidas e comparando seus valores. Os monitores foram utilizados para medir a taxa de dose e fora observado uma diferença de resposta quanto ao espalhamento da fonte e a flutuação direcional. Foi observado um decréscimo nos valores medidos com o monitor Geiger-Müller em relação aos demais quando realizando medidas com o ^{99m}Tc , um acréscimo quando comparado aos demais medindo taxas de dose relativas ao ^{131}I e um baixo decréscimo para medidas com ^{18}F .

No seu trabalho fora monitorado dois profissionais que realizavam exames com ^{99m}Tc , ^{18}F , ^{67}Ga e ^{131}I . Observando certas características dos exames, como: atividade média administrada, o tempo de espera do paciente após administração do radiotraçador, o tempo de exame, o número de exames e a dose por exame. O profissional era monitorado com um detector Geiger-Müller do tipo *pager* e após cada procedimento era verificado o valor da dose deste profissional para a realização do exame, expressando assim um valor médio. Para os mesmos exames pesquisados neste trabalho a dose encontrada fora de $(0,3 \pm 0,2) \mu\text{Sv}$ para exames de cintilografia óssea com ^{99m}Tc -MDP, de $(0,3 \pm 0,3) \mu\text{Sv}$ para exames de cintilografia renal utilizando ^{99m}Tc -MAG3.

2.6 DOSIMETRIA PESSOAL

A dosimetria pessoal tem por finalidade monitorar o profissional ocupacionalmente exposto determinando a dose absorvida durante sua jornada de trabalho. Mantendo assim um registro dosimétrico deste profissional de acordo com as leis trabalhistas (BRASIL, 1982).

Este procedimento é feito através do cadastramento do Serviço junto a CNEN, onde é especificado o tipo de Serviço e os responsáveis legais por ele. Posteriormente ocorre a contratação da empresa especializada em dosimetria pessoal cadastrada junto a CNEN para a realização do serviço. Todos os profissionais que trabalham no Serviço passam a ser cadastrados na empresa prestadora e esta disponibilizará um dosímetro pessoal, do tipo TLD (Lif ou CaSO_4) ou filme, para cada profissional que será substituído mensalmente.

A utilização dos dosímetros do tipo TLD é o mais aplicado uma vez que, são reutilizáveis e possuem uma capacidade de armazenamento das informações por um período superior a 30 dias (CAMERON, 1968).

Cada profissional possui seu dosímetro e este não pode ser compartilhado com outro profissional durante o período de monitoração, pois a dose acumulada durante este período não pode ser determinada para uma utilização entre dois profissionais distintos, nem este tipo de monitoração poderá determinar o dia ou período de maior exposição do profissional durante a realização de seus serviços. O dosímetro deve ser utilizado sobre o avental plumbífero na altura da lapela do jaleco, de acordo com o modelo dosimétrico vigente.

É recomendada a não utilização do dosímetro fora das dependências do Serviço ou sua exposição ao sol ou a umidade. A radiação solar será detectada pelo dosímetro acarretando em uma leitura de dose maior do profissional e a umidade pode afetar as características físicas do dosímetro mascarando suas propriedade de detecção da radiação.

De acordo com o nível registrado a empresa prestadora de serviço realiza recomendações para o supervisor de radioproteção do Serviço. Sendo considerado como nível de radiação de fundo leituras inferiores a 0,2 mSv, mesmo assim utiliza-se um dosímetro igual aos utilizados pelos profissionais que ficará exposto em um

quadro onde estão guardados todos os dosímetros que não estão sendo utilizados, a dose registrada por este dosímetro é subtraída da dose dos dosímetros utilizados pelos profissionais.

Para níveis até 4,0 mSv o profissional está dentro dos limites permissíveis pela norma CNEN-NN-3.01 (CNEN, 2005), para níveis entre 4,0 mSv à 50,0 mSv o profissional é investigado para determinar qual o motivo de uma maior exposição e acompanhamento de sua leitura dosimétrica no mês subsequente, para níveis entre 50,0 mSv à 100,0 mSv é realizada uma investigação do profissional a fim de terminar as causas de sua elevada exposição, acompanhamento de exames laboratoriais e envio de todos os dados para a Coordenação Geral de Análise de Doses Elevadas (GADE/CNEN) e para doses acima 100,0 mSv é recomendado que entre-se em contato imediato com a GADE/CNEN para determinação das medidas a serem tomadas.

2.7 CARACTERIZAÇÃO DO HOSPITAL CENTRAL DO EXÉRCITO

O Hospital Central do Exército, fundado em 22 de janeiro de 1769, é a mais antiga Organização Militar de Saúde do Sistema de Saúde do Exército Brasileiro, uma das forças singulares, integrantes do Ministério da Defesa.

O HCE centraliza a assistência hospitalar a militares e pensionistas do Exército Brasileiro e seus dependentes sediados na 1ª Região Militar no Rio de Janeiro e todo Brasil, quando esgotados os meios de diagnóstico e tratamento local.

A clientela do HCE é composta principalmente por militares da ativa e seus dependentes; militares inativos e seus dependentes; pensionistas; militares do efetivo variável; alunos de escolas de formação; militares de outras forças; militares de nações amigas em missão no Brasil; funcionários civis do Exército Brasileiro e seus dependentes; ex-combatentes; pacientes do Sistema único de Saúde quando em situações de emergência nas proximidades do hospital.

O hospital tem bem definido a importância do seu papel no meio militar por intermédio de seu relacionamento com as demais Organizações de Saúde do Exército através de seus Hospitais Gerais e Guarnições, Policlínicas e Seções de

Saúde das Unidades Militares de todo o Território Brasileiro num sistema de cooperação mútua de caráter permanente, seguindo as diretrizes do Comando do Exército (SILVA, 2006).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 ESTRUTURA FÍSICA DO SERVIÇO DE MEDICINA NUCLEAR DO HCE

O SMN do HCE, especificado na FIG. 3.1, é composto das seguintes estruturas: (1) Sala de Espera, (2) Recepção, (3) Corredor principal, (4) Sala da Câmara Gama, (5) Espurgo, (6) Sala da Câmara Gama, (7) Sala dos Funcionários, (8) Sala de Laudos, (9) Laboratório de Radiofarmácia, (10) Banheiro dos funcionários, (11) Sala de Repouso, (12) Sala de Manipulação de Radiofármacos, (13) Sala de espera para pacientes injetados, (14) Sala de administração de radiofármacos, (15) Banheiro para pacientes injetados, (16) Depósito de Rejeitos.

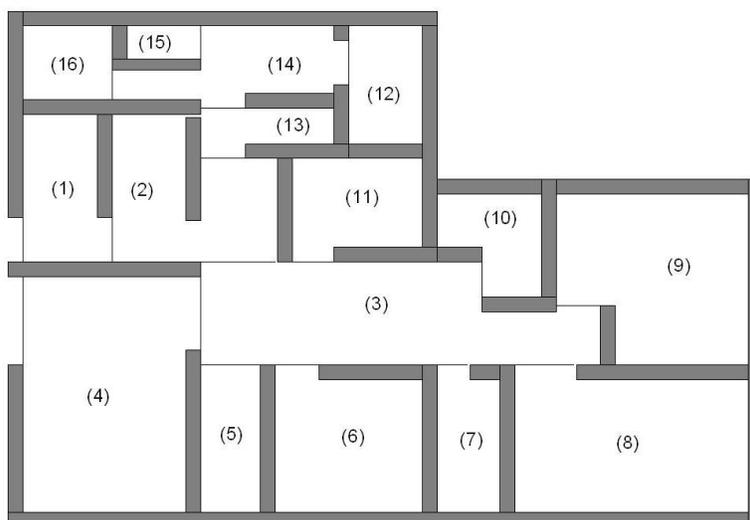


FIG. 3.1: Esquema do Serviço de Medicina Nuclear do HCE

A sala da Gama Câmara Nucline DH, do fabricante Mediso, possui dois terminais de computador ligados ao equipamento, um próximo ao equipamento (terminal de aquisição) e outro mais afastada que é o terminal de processamento. Ao

lado do terminal de processamento existe outro terminal para ser utilizado para trabalhos internos do Serviço. Os colimadores estão localizados próximos a Gama Câmara, facilitando sua troca quando necessário. Existe uma porta de acesso ao corredor externo do Serviço, esta não é utilizada no trabalho diário, apenas quando necessário na substituição de equipamentos e suas paredes e porta são blindadas com chumbo.

A sala da Gama Câmara Nucline DH é utilizada para a realização da maioria dos exames, para a realização dos exames de tireóide é utilizado a sala da Gama Câmara Nucline TH. A sala ainda possui uma esteira ergométrica, uma maca para a realização dos exames complementares da cintilografia cardíaca e suas paredes e porta são blindadas.

O laboratório de radiofarmácia está desativado no momento, uma vez que o Serviço não possui profissional habilitado para a função. Assim como a sala de Repouso que deveria ser utilizada para o processo de inalação utilizada em cintilografias pulmonar inalatórias não está sendo utilizado mesmo possuindo a estrutura adequada de exaustão. A sala está sendo utilizada apenas para a realização do procedimento de repouso em cintilografias cerebrais.

A sala de manipulação de Radiofármacos é acessada somente por pessoal autorizado, possui tanque para o depósito dos materiais contaminados, uma geladeira para armazenamento e conservação dos *kits*, um medidor de atividades, uma pia com fundo de 1,0 m para que não possibilite respingos durante o processo de lavagem de algum material contaminado e capela onde são manipulados os radiofármacos. A sala ainda possui uma pequena janela de acesso por onde a seringa contendo o radiofármaco é transferida para a sala de administração.

A sala de administração dos radiofármacos é ocupada pela equipe de enfermagem para a realização dos procedimentos de administração do radiofármaco. A equipe de enfermagem informa o paciente sobre os procedimentos do exame e o encaminha para a sala de espera e indica o banheiro de uso exclusivo do mesmo.

Já o depósito de Rejeitos é utilizado para o armazenamento dos geradores e materiais utilizados no transporte do ^{131}I , ou doses terapêuticas.

Todas as estruturas mencionadas anteriormente possuem suas paredes blindadas, assim como piso não-poroso e os cantos das paredes arredondados para

facilitar a limpeza em caso de contaminação.

3.2 ESTRUTURA FÍSICA DO SMN-HCE DO PONTO DE VISTA RADIOLÓGICO

Durante os procedimentos de reconhecimento do Serviço e do levantamento radiométrico do mesmo, observou-se sua estrutura física do ponto de vista radiológico. Observado-se os ambientes e quais medidas foram adotadas para a proteção radiológica dos pacientes e acompanhantes, como dos profissionais que ali trabalham.

Na FIG. 3.2 é mostrado o esquema do Serviço suas respectivas blindagens. Os dados demonstrados na FIG. 3.2 são de exclusiva observação por parte do autor deste trabalho. As paredes das áreas controladas foram todas baritadas, sendo representado na figura pela cor preta, já as portas que dão acesso às áreas controladas, foi utilizado chumbo como material de blindagem, sendo representado pela cor vermelha. As salas 4, 6 e 11 possuem paredes e portas blindadas com chumbo, além de que os pisos da salas 12, 13, 14 e 15 possuem placas de chumbo de 6,0 mm.

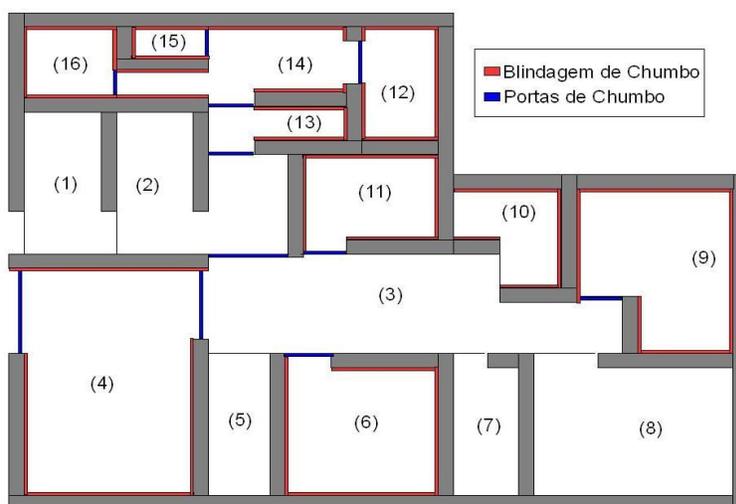


FIG. 3.2: SMN do HCE com suas respectivas blindagens

Juntamente com a análise das blindagens existentes no Serviço, fora realizado um levantamento radiométrico com a câmara de ionização Babyline 81 e 2130 Mini-ION, juntamente com o Identificador IndentiFINDER. De acordo com norma CNEN-NN-3.01 (CNEN, 2005) o supervisor de radioproteção irá determinar os limites a qual considera área controlada ou área livre. Neste trabalho resolvemos adicionar uma área supervisionada independente do projeto realizado pelo Supervisor de Radioproteção do Serviço, esta área com relação aos níveis de radiação de fundo é considerada como livre, sendo apenas uma área controlada quando existir a permanência de um paciente irá realizar algum procedimento no Serviço e já tenha recebido à administração do radiofármaco.

Foi considerado como valores de radiação de fundo os níveis inferiores à $0,6 \mu\text{Sv/h}$, representados pela cor verde, área supervisionada com valores superiores à $0,6 \mu\text{Sv/h}$ e inferiores à $0,8 \mu\text{Sv/h}$, sendo representado pela cor amarela e a área controlada fora determinada para valores superiores à $0,8 \mu\text{Sv/h}$, como é observado na FIG. 3.3. Os níveis são estipulados pelo autor deste trabalho, já que a norma não determina um nível e não foi utilizado os níveis estipulados pelo Supervisor de Radioproteção do Serviço.

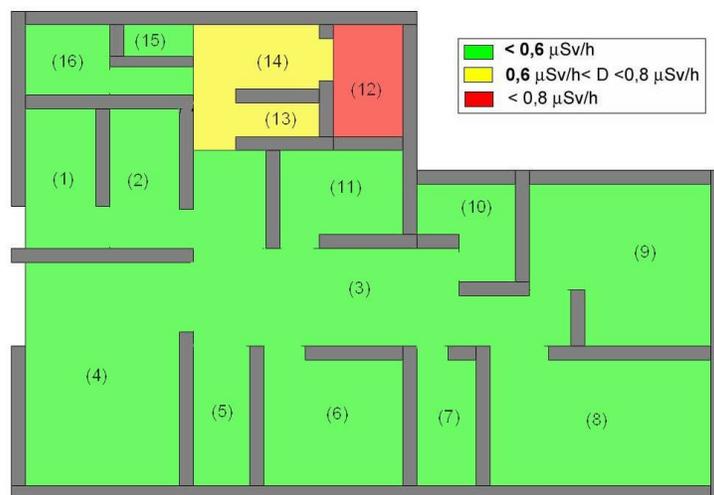


FIG. 3.3: Discriminação dos ambientes de acordo com o nível de radiação de fundo encontrado.

Durante o procedimento de levantamento radiométrico utilizando a câmara de ionização 2130 Mini-ION observou-se que seus valores não eram similares aos da câmara de ionização Babyline 81 e ao identificador identiFINDER, apresentando valores inferiores aos registrados, além de que sendo manuseada apresentava uma grande flutuação no seu leitor analógico. Devido a este motivo sua utilização não foi recomendada neste trabalho.

Na sala de número 13, sala de administração de radiofármaco, durante o levantamento radiométrico os níveis da sala foram elevados, utilizando o identificador identiFINDER, fora possível determinar que o acréscimo da radiação de fundo deste ambiente era proveniente de uma falha na blindagem realizada na parede da sala de manipulação, número 12. Como medida de segurança optou-se por adicionar tijolos de chumbo próximo a parede, corrigindo a falha na blindagem.

3.3 ESTUDO DO TEMPO DE OCUPAÇÃO DAS SALAS DO SMN-HCE

Através do acompanhamento diário durante o período de 02 de Abril a 04 de junho de 2007, observou-se que os funcionários possuíam uma ocupação média nas salas do Serviço como demonstra a TAB. 3.1. Como os tempos são variáveis optou-se pela adoção de intervalos, de 0 a 5 minutos fora nomeado como ocupação rara, normalmente neste intervalo estão situadas ações como informações rápidas ao paciente injetado e passagem por regiões onde existe a presença de fontes. De 5 a 15 minutos ocupação esporádica, refere-se a ações de injetar o paciente, conduzir o paciente injetado até a sala de exames e aquisição do histórico médico do paciente pós-exame. De 15 a 30 minutos ocupação relativa, refere-se as ocupações normais de manipulação do radiofármaco e execução dos exames e acima de 30 minutos ocupação plena, é para exames muito demorados para realização e permanência além do necessário.

Os profissionais de enfermagem estão destinados a ocupação da sala de exames quando necessária sua presença, na sala de administração de radiofármacos sua presença é permanente em todos os momentos em que fora

administrado o radiofármaco ao paciente, sendo que a equipe de enfermagem é composta por uma enfermeira e duas técnicas de enfermagem que se revezam na execução de suas funções.

O Serviço possui um técnico responsável pela execução dos exames juntamente com os médicos, sendo responsável pelo preparo das doses administradas aos pacientes para a realização dos exames, no caso de sua impossibilidade o médico assume esta função e é responsável pelo controle das fontes radioativas e rejeitos radioativos gerados pelo Serviço.

Os médicos são em número de três, sendo responsáveis pela implantação do programa de garantia da qualidade, responsáveis pela eluição do dia e preparo da dose quando o técnico não esta presente, além da função de acompanhamento dos exames e diagnóstico.

A sala de espera para os pacientes injetados não possui ocupação plena por parte dos profissionais, isso porque este ambiente quando ocupado por pacientes é apenas rota de passagem para o profissional ir à sala de manipulação ou para a sala de rejeitos, assim como o funcionário da limpeza não está autorizado a executar seu trabalho naquele ambiente até que o último paciente retire-se do Serviço.

Analisando os dados da FIG. 3.2 juntamente com os dados referentes a TAB. 3.1 foi possível determinar onde seriam realizadas as medidas, demonstradas na FIG. 3.4. Onde as salas em vermelho representam as regiões onde será feita a monitoração diária, a região em amarelo será feita um levantamento radiométrico a fim de verificar a contribuição a que o profissional é submetido e as regiões em verde não serão monitoradas em virtude de que os níveis de radiação são equiparáveis à radiação ambiental, valores encontrados na região exterior ao Serviço.

TAB. 3.1: Resultado do acompanhamento diário sobre os tempos de ocupação dos profissionais e pacientes no SMN. Na tabela: Rara, representa um intervalo de permanência de 0 a 5 min; Esporádica, representa um intervalo de 5 a 15 min; Relativa, representa um intervalo entre 15 a 30 min e Plena, representa um intervalo superior a 30 min.

Espaço Físico do Serviço	Tempo de Ocupação				
	Paciente Injetado	Técnico	Enfermagem	Médicos	Funcionário Limpeza
Sala de espera	Rara	Rara	Rara	Rara	Rara
Recepção	Rara	Rara	Rara	Rara	Rara
Corredor principal	Rara	Esporádico	Esporádico	Esporádico	Rara
Sala da Gama Câma- ra DH	Plena	Plena	Esporádico	Plena	Rara
Espurgo	Rara	Rara	Rara	Rara	Esporádico
Sala da Gama Câma- ra TH	Plena	Plena	Esporádico	Plena	Rara
Sala dos funcionários	Rara	Esporádico	Plena	Esporádico	Plena
Sala de laudos	Rara	Esporádico	Esporádico	Plena	Rara
Laboratório de radio- farmácia	Nula	Rara	Rara	Rara	Rara
Banheiro dos funcio- nários	Nula	Esporádico	Esporádico	Esporádico	Esporádico
Sala de repouso durante exame	Esporádica	Esporádico	Esporádico	Esporádico	Rara
Sala de manipulação de radiofármacos	Nula	Plena	Rara	Esporádico	Nula
Sala de espera para pacientes injetados	Plena	Esporádico	Esporádico	Rara	Rara
Sala de administração de radiofármacos	Esporádica	Rara	Plena	Rara	Rara
Banheiro para pacien- tes injetados	Esporádico	Rara	Rara	Rara	Rara
Depósito de rejeitos	Nula	Esporádico	Nula	Rara	Nula

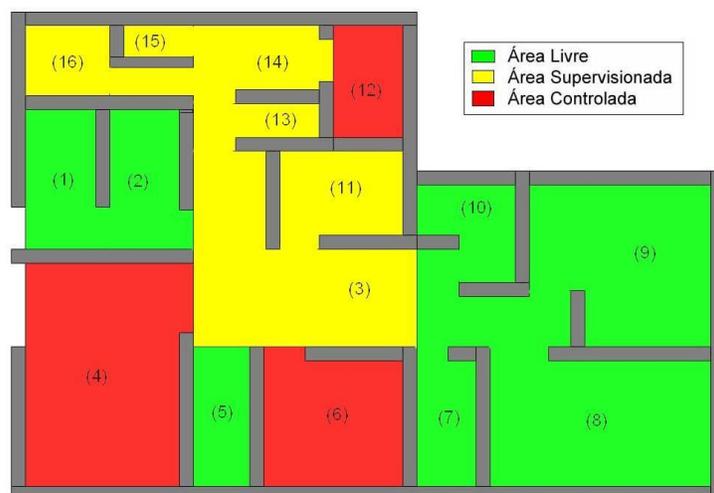


FIG. 3.4: Resultado da análise dos dados referentes aos pontos de maior exposição do profissional.

3.4 METODOLOGIA PARA COMPARAÇÃO ENTRE OS MONITORES

A fim de determinar se a C.I. Babyline 81 do IME poderia ser empregada para a realização do trabalho sem o comprometimento das medidas, optou-se por realizar uma pesquisa de comparação entre os monitores, tendo por base o contilômetro IndentiFINDER, uma vez que o seu valor de incerteza de acordo com o manual é o menor entre todos os detectores.

Para isso montamos um arranjo experimental (AR) onde era variada a distância fonte-detector e comparado os resultado. A superfície onde foi montado o arranjo experimental é impermeável e de fácil limpeza caso ocorre-se qualquer tipo de vazamento da substância radioativa. Desta forma utilizamos uma bancada de inox, sabendo assim este fator provocará um aumento na radiação espalhada, já que os fótons irão interagir com a superfície e devido ao predomínio de Efeito Fotoelétrico, teremos uma maior quantidade de espalhamento. Mas esta característica se mantém constante para todos os monitores. Por se tratar de apenas uma comparação desprezamos esta característica em nossos resultados.

Utilizou-se uma garra metálica para fixar a fonte a uma altura de 15,0 cm da superfície de inox da mesa, da mesma forma que outro suporte metálico fora utilizado para manter os detectores na mesma altura da fonte. O AR utilizado é mostrado na FIG. 3.5, onde podemos observar que a fonte de radiação é o próprio frasco do eluido do dia, que possui um volume total de 30,0 cm³.



FIG. 3.5: Arranjo experimental montado para realização da comparação entre os detectores.

No caso da FIG. 3.5, a C.I. presente é um modelo da RadCal Corporation 180cc, que fora descartado de nossas medidas uma vez que apresentava em sua eletrônica um grande valor de fuga.

3.5 DESCRIÇÃO DA GEOMETRIA DE AQUISIÇÃO DOS DADOS

Após a análise dos dados obtidos através do acompanhamento diário expresso na TAB. 3.1. Foi determinado os possíveis pontos onde ficarão situados os monitores, com uma à distância de forma que fosse possível à aquisição dos dados sem alteração na rotina do Serviço. Da mesma forma foi realizado um levantamento das fontes existentes no Serviço e sua localização, determinando assim a sua

influência nas leituras realizadas.

Na sala de exames da Gama Câmara Nucline DH, a análise diária demonstrou que tanto o técnico como os médicos possuem um tempo de permanência acentuado nesta região, onde um dos profissionais permanecia no terminal de laudos e o outro no terminal de aquisição, ocorrendo o revezamento de acordo com o procedimento. Optando-se por colocar os monitores próximo ao terminal de aquisição de dados, estando os monitores direcionados para a região sensível da câmara gama, a uma distância de 1,0 m do ponto central do detector da gama câmara.

A FIG. 3.6 mostra o esquema da sala de exames da gama câmara DH. A sala possui um terminal de processamento composto por uma mesa, cadeira, um microcomputador e uma impressora, este terminal é conectado ao terminal de aquisição e processamento da gama câmara TH e a um terminal de processamento instalado na sala dos médicos.

O terminal de processamento só é utilizado para o processamento das imagens e impressão das mesmas. O terminal de Aquisição é utilizado apenas para a execução dos protocolos de aquisição dos exames. O terminal para Laudos é constituído de uma cadeira, mesa, um microcomputador e uma impressora, é utilizado para a digitação dos laudos dos exames e esta conectado a *internet*. Os três terminais são acessados pelos médicos e pelo técnico do Serviço apenas, os demais profissionais não possuem acesso a estes terminais. A caixa de alta tensão esta posicionada na parede a uma altura de 1,40 m do piso, nesta está posicionado o controle do ar condicionado para manter a temperatura constante da sala em 23°C.

Os colimadores na FIG. 3.6 já estão demonstrados na posição onde permaneceram durante a realização das medidas, mas anteriormente encontravam-se entre a caixa de alta tensão e o terminal de aquisição, é necessário modificar os colimadores de lugar, pois estes estavam muito próximos a região de medida e poderia provocar retroespalhamento da radiação, interferindo nos resultados. Esta modificação não favoreceu nenhuma alteração na rotina de trabalho dos profissionais.

A Gama Câmara encontra-se posicionada na forma como está representada na FIG. 3.6, sendo que à parte que esta próxima da cabeça da gama câmara pode ser

deslocada na direção da parede ou na direção oposta, para o procedimento de troca dos colimadores e para a realização dos testes do controle de qualidade da mesma.

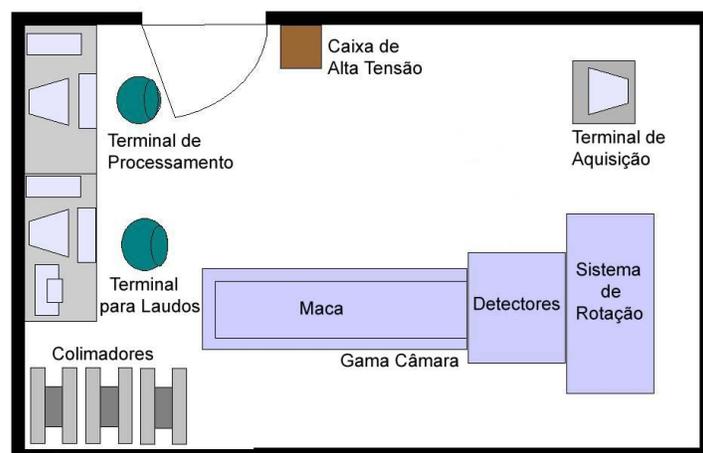


FIG. 3.6: Esquema da sala de exames da gama câmara DH.

Foi verificado que a gama câmara apresentava problemas técnicos que impediam uma realização plena dos exames, este fator explica a grande permanência de um dos profissionais próximo ao terminal de aquisição durante a realização dos dados.

No equipamento não está funcionando a função de corpo inteiro, o que permite a maca deslizar durante a realização da aquisição da imagem de uma cintilografia óssea de corpo inteiro. Desta forma tornou-se necessário a aquisição de várias imagens estáticas para a realização do laudo médico. Este defeito só influencia na realização do exame de cintilografia óssea, nos demais exames este defeito não influencia nas suas aquisições.

Na sala de exames da gama câmara Nucline TH é realizado os exames de cintilografia de tireóide e o protocolo de esforço do exame de cintilografia de coração. Devido a problemas na gama câmara, os exames de tireóide estão suspensos.

Na FIG. 3.7, está demonstrado o posicionamento da Gama Câmara TH e a

posição de seu detector, a maca que pode ser utilizada tanto para a execução de algum exame como para a realização do teste de esforço farmacológico utilizado na execução do exame de cintilografia cardíaca, assim como a esteira ergométrica utilizada para o teste de esforço sem a utilização de componentes farmacológicos.

O terminal de aquisição e processamento possui uma cadeira, mesa e um micro computador com conexão para o terminal de processamento da sala da gama câmara DH. O terminal de monitoramento cardíaco não possui conexão com os demais terminais, sendo utilizado apenas para o acompanhamento cardíaco do paciente durante os testes de esforço.

Como observado na FIG. 3.7, esta sala não possui grandes dimensões físicas, o paciente e o técnico ficam durante toda a realização do exame com uma distância de separação entre eles inferior a 1,0 m fator determinante para uma maior exposição durante a realização do exame.

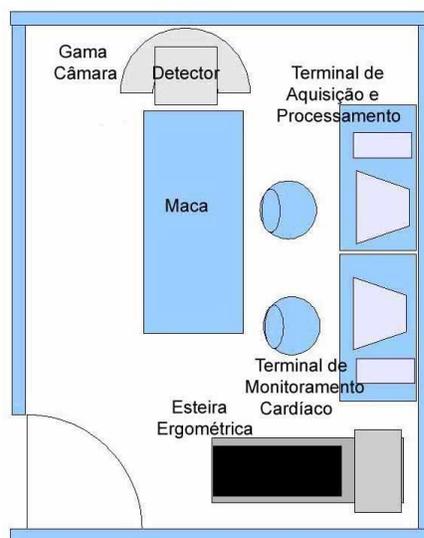


FIG. 3.7: Esquema da sala demonstrando o posicionamento da gama câmara TH, utilizada para a realização dos exames de tireóide.

O terceiro ponto de medida é o laboratório de manipulação de radiofármacos, representado na FIG. 3.8. Esta sala possui dimensões pequenas, desta forma localizamos os detectores posteriormente a região de maior permanência do funcionário encarregado da manipulação. Foram realizadas medidas sem a

presença do técnico na sala, sendo possível aproximar os detectores da mesa de manipulação, verificando assim o nível de radiação a que o técnico é submetido sem que esteja manipulando alguma radiofarmaco.

Para o posicionamento do monitor na sala teve de ser levada em conta a altura em que ficaria com relação à blindagem da bancada, evitando a radiação direta proveniente da fase de eluição do gerador.

Foi realizado um levantamento radiométrico antes de realizar as medidas nesta sala, visando a confirmação da blindagem utilizada do tanque de decaimento, utilizado para armazenamento dos materiais contaminados durante a realização dos procedimentos do Serviço até que estes possam ser liberados.

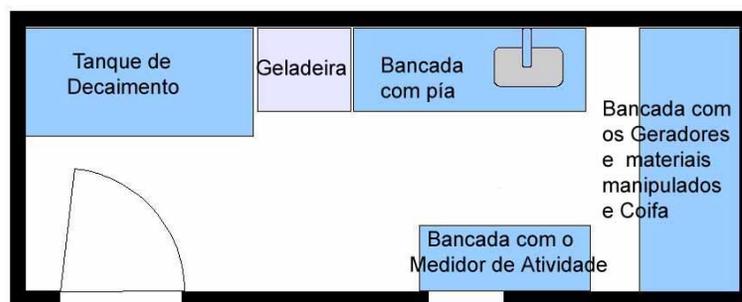


FIG. 3.8: Esquema da sala de manipulação.

3.6 AVALIAÇÃO DA SALA DE MANIPULAÇÃO

Fator importante na avaliação da dose do profissional de medicina nuclear é o levantamento dos níveis de exposição a que o trabalhador é submetido dentro do ambiente da sala de manipulação de radiofarmacos.

Por não ser um ambiente de maior permanência do profissional durante sua rotina diária e que dependendo do tipo de SMN, esta função é executada por outro profissional encarregado apenas deste trabalho, no caso um radiofarmacêutico ou um técnico especializado nos procedimentos. No SMN do HCE esta função é realizada pelo técnico, em sua falta é realizado pelo médico responsável pela execução dos exames no dia.

Para determinar com exatidão os níveis de radiação à que esta profissional é exposta diariamente, foi realizado um acompanhamento diário dos níveis de taxa de dose durante suas etapas de trabalho dentro da sala de manipulação.

1) Mediram-se os níveis de radiação de fundo, realizando leituras antes que o responsável fizesse a eluição do ^{99m}Tc do dia.

2) Durante o processo de eluição e preparo das doses, foram feitas leituras de forma a estimar a dose recebida pelo profissional durante esta atividade.

3) Após término de suas funções foram realizadas medidas do nível de radiação de fundo e novamente foram feitas medidas do nível de radiação de fundo no final do expediente do Serviço.

Para evitar qualquer tipo de interferência da radiação oriunda do espalhamento, foi posicionado o monitor a altura de 0,80 m do chão, região das gônadas, e a uma distância de 1,60 m do balcão de manipulação, esta distância foi necessário, pois deveria realizar as leituras durante os procedimentos e não poderia atrapalhar a rotina do profissional. A geometria de aquisição dos dados referentes à sala de manipulação estão demonstrados na FIG. 3.9.



FIG. 3.9: Geometria utilizada para as leituras da Sala de Manipulação.

Após a escolha do local de leituras, foi realizada uma vistoria para determinar possíveis focos de contaminação ou de fontes que viessem a alterar os dados obtidos. Sendo assim verificaram-se os níveis de radiação do tanque de decaimento que se encontram posterior ao detector e fora retirado da sala o fantoma *flud*. Este

fantoma é utilizado para o teste de uniformidade de campo e poderia estar localizado na sala de decaimento, mas devido as suas dimensões os profissionais optaram por deixá-lo na sala de manipulação. Optamos por retirar o fantoma durante a realização das medidas de modo que não interferissem, mesmo assim realizamos uma varredura na superfície do fantoma com um medidor Geiger-Müller. Segundo norma CNEN-NE-6.05, os níveis de radiação devem estar abaixo de 30 Kcpm durante a varredura em sua superfície para que o material possa ser liberado para descarte como lixo hospitalar.

Para a obtenção dos dados dentro da sala de manipulação, optou-se por realizar 10 medidas a cada 30 s em cada fase do processo diário mencionado anteriormente. Realizando um total de 50 leituras durante o dia, sendo 40 leituras durante 20 min do período da manhã e 10 leituras durante 5 min no período final do expediente, durante o período de segunda-feira até quinta-feira durante duas semanas.

3.7 METODOLOGIA PARA A AQUISIÇÃO DOS DADOS DURANTE OS EXAMES

Todos os exames monitorados foram feitos com ^{99m}Tc , evitando assim diferenciação quanto ao tipo de energia trabalhada ou quanto ao protocolo de realização dos exames. Optando-se por monitorar o exame em que fora administrada a maior atividade e o exame em que fora administra a menor atividade ao paciente, sendo assim a monitoração dos exames de cintilografia óssea de corpo inteiro e dos exames de cintilografia renal, nos dois protocolos de DTPA e DMSA.

Para isso foi posicionado os monitores a 1,0 m de distância do *gantry* da gama câmara, a uma altura do chão de 0,80 m, como mostra a FIG. 3.10. Selecionou-se no equipamento os valores de taxa de dose e realizamos as leituras sucessivas ao longo do tempo de execução de cada exame.



FIG. 3.10: Arranjo experimental utilizado na sala de exames para a realização das medidas durante os exames.

A gama câmara do SMN ainda apresentava um problema na cabeça 2 do equipamento que inviabilizava que a mesma fosse utilizada para a aquisição de alguma imagem, determinando assim que todos os exames fossem realizados com apenas a cabeça 1 do equipamento. Ocasionalmente com isso um aumento no tempo de aquisição das imagens, principalmente das cintilografias que necessitassem de uma varredura de corpo inteiro, como cintilografia óssea e cintilografia com ^{67}Ga .

Estes exames estavam sendo realizados com o dobro do tempo que poderiam ser realizados, limitando o número de pacientes atendidos durante o dia. O que causava um prejuízo no Serviço, já que estavam sobrando doses nos kits preparados para a realização dos exames do dia. Da mesma forma que a opção *scan* do equipamento não estava operacional, o que resultava em um aumento de período de ocupação da sala para a realização dos exames.

3.7.1 CINTILOGRAFIA ÓSSEA

Como no Serviço existe dois médicos e de escolas diferentes, ocasionou a situação de para o mesmo exame termos dois protocolos diferentes de execução das imagens. O protocolo 1 feito através do número fixo de contagens, para cada estrutura do corpo humano, resultando normalmente em 14 imagens, todas com

500.000 contagens. Já o protocolo 2 optava por realizar uma primeira imagem na região do tórax com 500.000 contagens, marcar o tempo até que estivesse concluída e fazer as demais imagens com este tempo, totalizando também um número de 14 imagens por paciente.

Devido a estes fatores, realizou-se três medidas em intervalos de 1 minuto para cada parte do corpo posicionada para ser realizada à aquisição, resultando numa média de 42 medidas para cada exame, excluído imagens estáticas realizadas após a varredura total do exame e dependendo do exame do período de aplicação do radiofármaco para a realização do fluxo ósseo.

Desta forma realizou-se para o exame de cintilografia óssea três análises distintas, a primeira quanto aos níveis de exposição durante a realização do exame de fluxo ósseo, a segunda foi com relação aos níveis de exposição utilizando-se o protocolo 1 e a terceira com relação aos níveis de exposição utilizando-se o protocolo 2.

Para a determinação dos níveis de exposição durante a realização do exame de fluxo ósseo, realizou-se a leitura dos níveis de taxa de dose a cada 1 min, já que esta fase do exame caracteriza-se por um protocolo dinâmico e mais duas imagens estáticas e os valores das leituras eram anotados na planilha de aquisição de dados demonstrada no ANEXO B.

Para a realização das medidas das taxa de dose para o protocolo 1 e para o protocolo 2 optamos por realizar três leituras em intervalos de 1 min para cada seção do corpo que estivesse sendo feita a aquisição e os valores das leituras eram anotados na planilha de aquisição de dados demonstrada no ANEXO C.

O protocolo base do Serviço determina que seja administrado 30,0 mCi de ^{99m}Tc -MDP, de forma endovenosa, aguardando 3 horas para realização das imagens, sendo que as imagens podem ser obtidas através do valor fixo de contagens ou através de uma tempo fixo de captação.

3.7.2 CINTILOGRAFIA RENAL COM DTPA

Como a cintilografia renal com DTPA é um exame dinâmico, onde se injeta o radiofármaco na hora em que o paciente já esta posicionado na maca para a

realização do exame, optou-se por realizar a leitura das taxas de dose em intervalos de 2 min. O protocolo utilizado é de um exame dinâmico com 40 min de duração e uma Atividade média administrada de 11 mCi [407 MBq] de ^{99m}Tc e os valores das leituras eram anotados na planilha de aquisição de dados demonstrada no ANEXO D.

Para este caso de exame não ocorreram prejuízos devido as característica da câmara gama, com defeito, já que a cabeça do *gantry* é posicionado na região posterior e permanece na mesma posição durante toda a realização do exame, salvo para casos especiais que necessitem de alguma alteração de seu posicionamento.

Permitindo assim que realizássemos uma simulação das reais condições de realização do exame nos mais diversos SMN do país, sendo este um bom exemplo de comparação dos níveis de taxa de exposição que podem ser encontrados nos demais Serviço.

3.7.3 CINTILOGRAFIA RENAL COM DMSA

Para a análise do nível de exposição na realização do exame de cintilografia renal com DMSA, observou-se a administração de uma atividade média de 8,0 mCi [296 MBq] e um tempo de espera para a realização do exame de 5 horas.

Por ser um exame com imagens estáticas, optamos por realizar três leituras a cada 1,0 min para cada posição do *gantry*, e os valores das leituras eram anotados na planilha de aquisição de dados demonstrada no ANEXO E.

Os níveis não se mostraram homogêneos uma vez que é realizada uma aquisição anterior, posterior, oblíqua direita e oblíqua esquerda, sendo assim durante a realização da aquisição das imagens oblíquas posterior direita (OPD) e oblíquas posterior esquerda (OPE), a outra cabeça da câmara gama ficava blindando a radiação que chegava aos detectores.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 COMPARAÇÃO ENTRE DETECTORES

Foi realizado a comparação primeiramente entre o monitor IdentiFINDER com a Câmara de Ionização Babyline 81, sendo que a câmara de ionização, devido ao seu volume sensível, optamos por utilizá-la para fator de comparação de duas posições distintas: Uma como é apresentada pelo fabricante, em que direcionamos a câmara na mesma direção da fonte, chamada esta posição de frontal nas medidas e a outra forma é posicionar a C.I. de forma perpendicular em relação a fonte, que fora chamada nos dados de posição lateral.

A alteração na forma de leitura da C.I. ocorreu devido ao fato de que posicionada da forma frontal, não era possível a leitura de seus valores sem que ocorresse um erro devido ao ângulo de visão, pois a parede do SMN encontrava-se muito perto do detector. Desta forma optou-se pela realização das medidas com a C.I. posicionada de forma lateral a fonte de irradiação, de forma a minimizar este erro de leitura em nossas medidas.

Variando a distância fonte-detector a cada 20,0 cm, utilizando uma fonte de ^{99m}Tc com atividade de 5,05 mCi [187 MBq], estão expressos na Tabela 4.1.

Através do estudo demonstrado na TAB. 4.1, é possível determinar que a câmara de ionização Babyline 81 pode ser utilizada, tanto na posição frontal como na posição lateral para a distância de 1,0 m, distância esta utilizada na maior parte das medidas demonstradas neste trabalho, sem interferência em seus resultados.

TAB. 4.1: Valores médios das leituras das Taxas de Dose para a Câmara de Ionização Babyline 81 na posição frontal e lateral, com o Cintilômetro.

Distâncias	Câmara de Ionização		Câmara de Ionização		Cintilômetro	
	Babyline 81 (frontal)		Babyline 81 (lateral)		IndentiFINDER	
m	$\mu\text{Sv/h}$	\pm incerteza	$\mu\text{Sv/h}$	\pm incerteza	$\mu\text{Sv/h}$	\pm incerteza
0,2	136,85	13,685	84,00	8,400	71,42	0,357
0,4	32,57	3,257	25,42	2,542	21,72	0,109
0,6	10,28	1,028	9,14	0,914	10,22	0,051
0,8	6,14	0,614	5,71	0,571	5,98	0,030
1,0	4,28	0,428	4,28	0,428	3,93	0,020
1,2	3,14	0,314	2,85	0,285	2,82	0,014
1,4	2,28	0,228	2,28	0,228	2,09	0,010
1,6	2,00	0,200	1,85	0,185	1,60	0,008
1,8	1,28	0,128	1,42	0,142	1,27	0,006
2,0	1,14	0,114	1,00	0,100	1,02	0,005
2,2	0,85	0,085	1,00	0,100	0,85	0,004
2,4	0,57	0,057	0,85	0,085	0,72	0,004

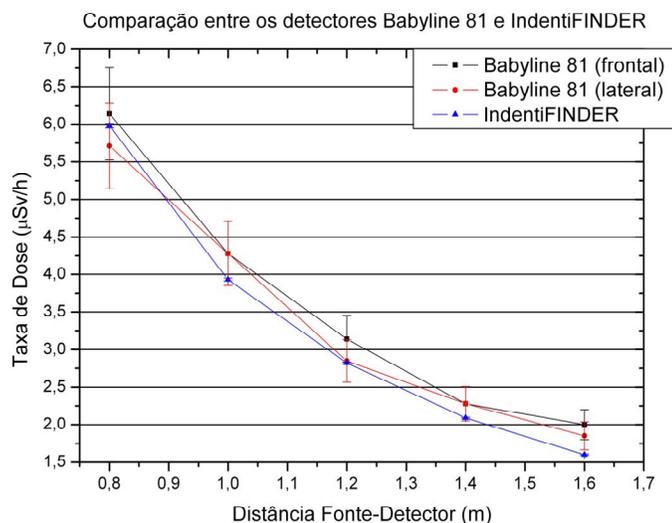


FIG. 4.1: Gráfico demonstrativo dos dados obtidos na comparação entre os detectores: Babyline 81 frontal, Babyline 81 lateral e IndentiFINDER para as distâncias em que fora realizado as medidas deste trabalho.

É observado na FIG. 4.1, de que a C.I. Babyline 81 possui seus valores próximos ao do Cintilador IndentiFINDER, estando dentro da faixa dos 10% de erro.

Para manter uma boa linearidade nos resultados, optamos por realizar a comparação entre a C.I. Mini-ION com o cintilômetro IndentiFINDER com outra fonte de $^{99\text{m}}\text{Tc}$, para que não ocorresse algum prejuízo nos dados com relação ao

decaimento natural do mesmo. Para isso foi utilizado uma fonte de 9,15 mCi [338 MBq]. Mantendo o mesmo arranjo experimental da comparação anterior e fora obtido os resultados, demonstrados na TAB. 4.2 e FIG. 4.2.

TAB. 4.2: Resultados obtidos com a comparação entre a câmara de Ionização 2130 Mini-ION e o cintilador IndentiFINDER.

Distância m	Câmara de Ionização Thermo Cooperation		Cintilador IndentiFinder	
	$\mu\text{Sv/h}$	\pm incerteza	$\mu\text{Sv/h}$	\pm incerteza
0,4	22,50	2,250	28,68	0,143
0,6	11,50	1,150	15,68	0,078
0,8	7,50	0,750	9,98	0,050
1,0	5,00	0,500	6,92	0,035
1,2	3,50	0,350	5,18	0,026
1,4	3,00	0,300	4,31	0,022
1,6	3,00	0,300	3,18	0,016
1,8	2,00	0,200	2,58	0,013
2,0	1,50	0,150	2,08	0,010
2,2	1,00	0,100	1,78	0,009
2,4	1,00	0,100	1,51	0,008
2,6	1,00	0,100	1,28	0,006

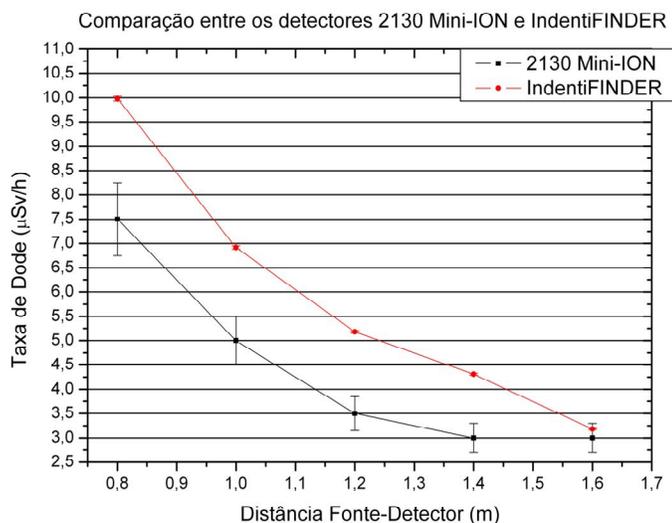


FIG. 4.2: Gráfico dos valores médios obtidos para a comparação entre os valores de taxa de dose a diferentes distâncias, para a C.I. Mini-ION e o cintilador IndentiFINDER para a região de medidas desta pesquisa.

Como se observa na FIG. 4.2, os valores da C.I. Mini-ION são próximas ao do cintilador IndentiFINDER, estando dentro da faixa dos 10% de incerteza, apresentando uma melhor resposta a partir de 1,6 m.

Através deste experimento foi possível determinar a utilização da C.I. Babyline 81 para realização de nossos estudos, comprovando sua estabilidade nas leituras, assim como sua reprodutibilidade, já que seus valores nominais durante a realização do experimento se mantiveram fixos, contribuindo para uma média mais estável comparada aos valores obtidos com a C.I. Mini-ION, onde seus valores nominais apresentaram certas discrepâncias durante a leitura, sendo representativo na média dos valores obtidos abaixo de 1,6 m de distância fonte-detector.

Durante esta fase, utilizou-se para a monitoração pessoal um dosímetro Geiger-Müller, modelo PM1703GN utilizado para detecção gama e nêutrons, observou-se que cada vez que ocorria deslocamento em direção a fonte o dosímetro acusava uma baixa taxa de dose, sendo assim optou-se por compará-lo com os demais monitores, seus valores de comparação estão mostrados na TAB. 4.3, sabendo que não é o mesmo mecanismo de medida e nem possui a finalidade de medir a taxa de dose ambiental, para a qual os demais detectores foram projetados.

Devido aos dados mostrados na TAB. 4.3, foi descartado o monitor PM1703GN, como dosímetro pessoal já que a maior parte das medidas seria realizada a distância de 1,0 m. Este monitor fora indicado para realização de maiores estudos a fim de se verificar suas características em um ambiente mais controlado e assim determinar os motivos para valores muito baixos de taxa de dose em distâncias fonte-detector inferiores a 2,0 m.

TAB. 4.3: Leituras obtidas com uma fonte de 9,15 mCi [338 MBq] para o Geiger-Müller PM1703GN e o cintilador IndentiFINDER.

Distância	Geiger-Müller PM1703GN	Identificador IdentiFINDER
(m)	$\mu\text{Sv/h}$	$\mu\text{Sv/h}$
0,2	10,96 \pm 0,55	71,42 \pm 0,357
0,4	3,14 \pm 0,18	21,72 \pm 0,108
0,6	1,28 \pm 0,11	10,22 \pm 0,051
0,8	0,76 \pm 0,09	5,98 \pm 0,030
1,0	0,49 \pm 0,05	3,93 \pm 0,020
1,2	0,42 \pm 0,04	2,82 \pm 0,014
1,4	0,24 \pm 0,06	2,09 \pm 0,010
1,6	0,23 \pm 0,02	1,60 \pm 0,007
1,8	0,18 \pm 0,01	1,27 \pm 0,006
2,0	1,49 \pm 0,11	1,02 \pm 0,005
2,2	1,40 \pm 0,12	0,85 \pm 0,004
2,4	0,89 \pm 0,07	0,72 \pm 0,003

4.2 MONITORAMENTO DO PROFISSIONAL NA SALA DE MANIPULAÇÃO

Através da monitoração diária dos procedimentos e das características de proteção radiológicas executadas pelo profissional que realiza a manipulação dos radiofármacos pode-se estimar os pontos mais críticos neste processo.

Os dados observados durante o período de duas semanas, estão demonstrados nos gráficos dos ANEXOS F, G, H e I, onde o nível de taxa de dose em função das atividades exercidas pelo profissional na sala de manipulação durante a semana.

Através da análise dos gráficos é possível acompanhar os valores de taxa de dose ao longo da semana, onde na primeira semana de monitoração a atividade do gerador, na segunda-feira, foi de 764 mCi [2827 MBq]. Na segunda semana de monitoração a atividade foi de 817 mCi [3023 MBq].

Demonstrando os valores mais preocupantes de taxa de dose referentes ao processo de eluição do gerador e durante o processo de preparo das doses. No processo de eluição do gerador a exposição pode ser minimizada ao se utilizar uma

proteção de chumbo por sobre o frasco durante a eluição do gerador, procedimento este não verificado na maioria dos SMN.

Durante o processo de preparo da dose é necessário que o profissional visualize o nível de radiação existente na seringa, sendo então necessária a sua exposição por um período curto que vai da retirada de um certo volume radioativo, contagem da seringa para verificar sua atividade e efetuar ajustes quanto ao nível de radiação que será administrado e deposição da seringa na blindagem de chumbo etiquetando-a de forma que não seja trocada pela equipe de enfermagem durante administração. Toda esta fase compreende intervalos de poucos minutos, mas a distância da fonte ao profissional é pequena e a média dos valores máximos e mínimos durante a semana de taxa de dose a distância em que estávamos medindo fora de 35,0 $\mu\text{Sv/h}$ à 11,0 $\mu\text{Sv/h}$.

A representação gráfica demonstrativa dos valores de taxa de dose ao longo da semana em que a atividade do gerador foi de 764 mCi [2827 MBq], correspondente aos gráficos A, C, E e G dos ANEXOS F, G, H e I respectivamente e dos valores de taxa de dose ao longo da semana em que a atividade do gerador fora de 817 mCi [3023 MBq], correspondente aos gráficos B, D, F e H dos ANEXOS F, G, H e I respectivamente.

Os níveis obtidos foram considerados baixos quando comparado ao valor de *Background* (BG) utilizado pela dosimetria pessoal, mas a sua repetição ao longo do tempo pode contribuir nos efeitos hereditários, até porque todas as medidas foram realizadas a altura de 0,80 m, compatível com a região das gônadas dos profissionais. Na monitoração de área encontramos valores mais elevados para alturas acima de 1,60 m uma vez que esta altura permite a influência da radiação oriunda da capela de manipulação.

Todos os níveis de taxa de dose eram esperados, devido à observação dos hábitos dos profissionais envolvidos nos procedimentos. Mesma constatação não pode ser feita quanto aos níveis de BG encontrados, se for isolado os dados relativos às taxas de dose do processo de eluição e do preparo das doses, teremos a FIG. 4.3, esta representa somente os níveis de BG monitorados durante nossa pesquisa.

Como é observado na FIG. 4.3, os níveis de BG logo após todo o processo de eluição e preparo de dose é maior do que os valores obtidos antes que o profissional

entre na sala para realizar a manipulação. Lembrando ainda que a pesquisa foi realizada apenas com ^{99m}Tc , não havia presença de ^{131}I , ^{128}I , ^{67}Ga ou ^{133}Sm durante todo o processo de monitoramento.

Para uma melhor visualização dos níveis à que referimos neste trabalho, podemos observar a TAB. 4.4, nela esboça-se o valor médio dos níveis de BG, nos três períodos, comparando com o BG da sala antes que houvesse qualquer tipo de manipulação, demonstrando o nível de aumento constatado.

Após análise dos dados mostrados nos ANEXOS F, G, H e I, optamos pela realização de uma medida com a C.I. à 0,40 m de altura das fontes na segunda-feira, resolvendo avaliar qual o nível de taxa de dose obtido quando o castelo de chumbo está fechado e quando está aberto, obtendo o nível de taxa de dose quando o castelo de chumbo está aberto é de 300,0 $\mu\text{Sv/h}$ e no mesmo período com o castelo de chumbo fechado o nível de taxa de dose passa a ser de 20,0 $\mu\text{Sv/h}$. O procedimento foi repetido no período da tarde e fora obtido um valor de taxa de dose de 260,0 $\mu\text{Sv/h}$ para o castelo de chumbo aberto e de 10,0 $\mu\text{Sv/h}$ para o castelo de chumbo fechado.

Observa-se na FIG. 4.3, que no período da segunda semana relativo as leituras realizadas na quinta-feira, o BG após o preparo e durante a tarde são superiores aos valores encontrados na primeira semana, isso se deve ao fato de que no referido dia não havia pacientes para a realização dos exames, sendo assim a eluição fora feita em um horário diferente ao habitual da mesma forma que o expediente do Serviço foi reduzido naquele dia, explicando assim os altos valores encontrados naquele dia.

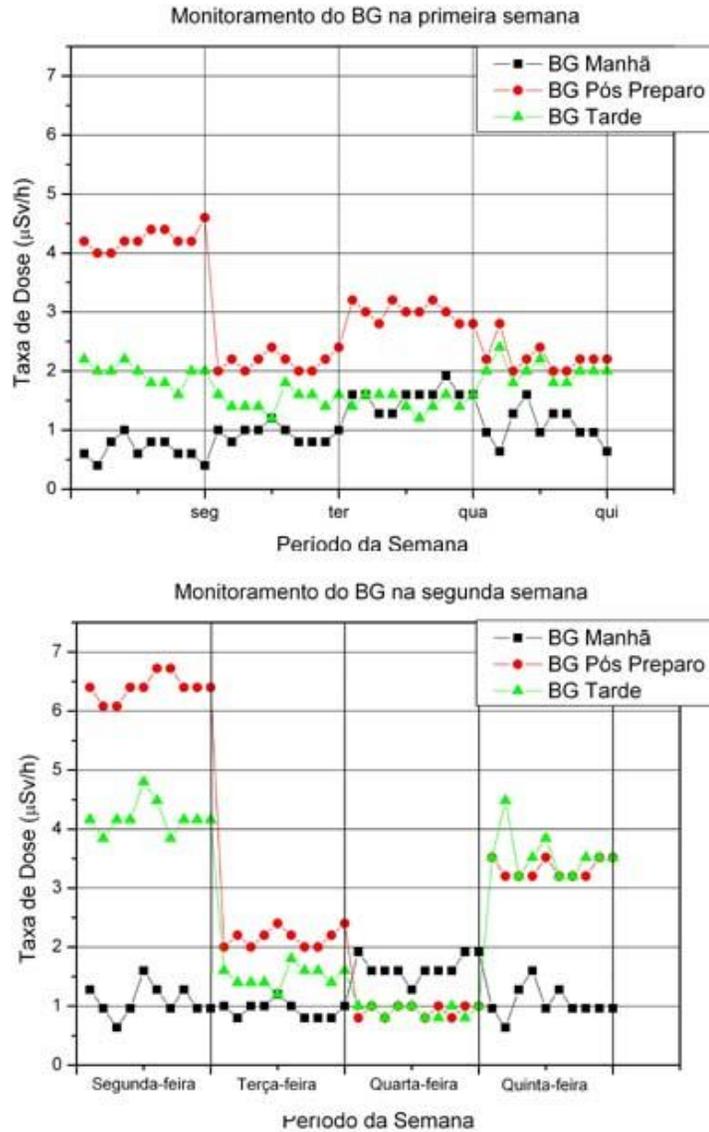


FIG. 4.3: Níveis de radiação de fundo detectados durante o acompanhamento do profissional na sala de manipulação.

Da mesma forma que os valores referentes a quarta-feira da segunda semana, quando o médico realizou o procedimento de eluição, os valores do BG após o preparo e na tarde são menores do que os valores do mesmo período referentes a primeira semana de monitoração.

TAB. 4.4: Valores médios dos níveis de BG para a duas semanas de monitoramento e seus respectivos acréscimos em relação ao valor de BG da manhã.

	BG Manhã	BG Pós Preparo		BG Tarde	
	Valor Médio	Valor Médio	Acréscimo	Valor Médio	Acréscimo
Segunda-feira	0,68 $\mu\text{Sv/h}$	4,0 $\mu\text{Sv/h}$	6,0X	2,6 $\mu\text{Sv/h}$	4,0X
Terça-feira	0,94 $\mu\text{Sv/h}$	2,16 $\mu\text{Sv/h}$	2,3X	1,5 $\mu\text{Sv/h}$	1,6X
Quarta-feira	1,02 $\mu\text{Sv/h}$	2,08 $\mu\text{Sv/h}$	2,0X	1,38 $\mu\text{Sv/h}$	1,3X
Quinta-feira	0,74 $\mu\text{Sv/h}$	2,04 $\mu\text{Sv/h}$	2,7X	1,3 $\mu\text{Sv/h}$	1,7X

Para excluir as possibilidades de interações, blindamos todas as fontes presentes no local, tapamos com castelos de chumbo todos os frascos que contivessem radioatividade dentro da capela, medimos os níveis de BG e apuramos que com todas as fontes blindadas, seu valor era comparável aos níveis de BG antes de qualquer procedimento do dia. Retiramos boa parte do chumbo presente dentro da capela, para evitar qualquer tipo de Raios-X característico e realizamos novas medidas agora com as tampas dos castelos de chumbo abertos, os níveis de BG se elevaram novamente.

4.3 NÍVEIS DE EXPOSIÇÃO PARA A EQUIPE DE ENFERMAGEM

Durante o período de monitoramento determinaram-se às situações de maior exposição do profissional de enfermagem dentro de um SMN. Sendo responsável pela administração do radiofármaco ao paciente, este é seu período de maior exposição, mas utilizando-se a técnica correta os níveis de exposição do profissional serão baixos. Uma vez que o fator de proteção radiológica distância não pode ser aplicado a este caso, deve-se fortalecer os fatores tempo e blindagem.

Desta forma recomendações básicas como retirar a seringa contendo o radiotraçador da proteção de chumbo apenas após possuir uma veia segura. Outra recomendação é de que após injetar o radiofármaco se retire da sala de exames ou da sala de administração, este hábito contribuí para a diminuição da dose recebida

por este profissional.

Nos exames de cintilografia óssea, onde se injeta um valor médio de atividade de 30 mCi [1110 MBq] de ^{99m}Tc , observa-se níveis de taxa de dose como o demonstrados na FIG. 4.4, durante a administração do radiotraçador em exames de fluxo ósseo. É obtido um valor médio para os níveis de taxa de dose de $(5,17 \pm 0,52) \mu\text{Sv/h}$.

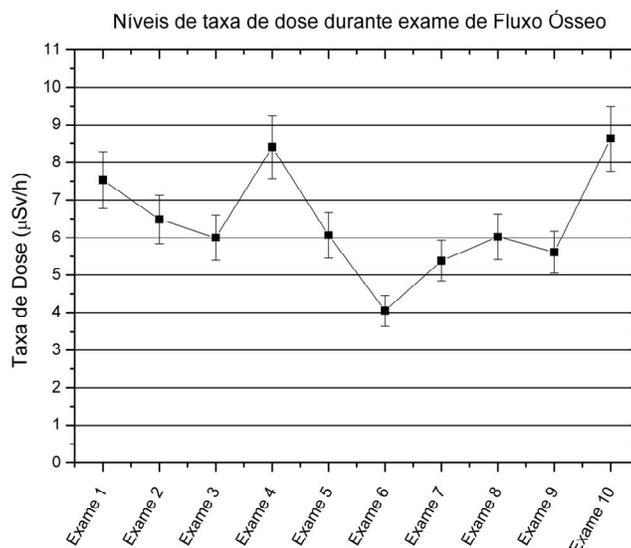


FIG. 4.4: Níveis de exposição para o profissional de enfermagem durante administração do radiotraçador em exames de fluxo ósseo.

Da mesma forma para a realização da cintilografia renal com DTPA, o profissional de enfermagem é submetido a níveis de taxa de dose demonstrados na FIG. 4.5. Realizando a média dos valores obtidos, pode-se dizer que o profissional é submetido à níveis de taxa de dose de $(2,2 \pm 0,2) \mu\text{Sv/h}$ durante o processo de administração do radiotraçador ao paciente.

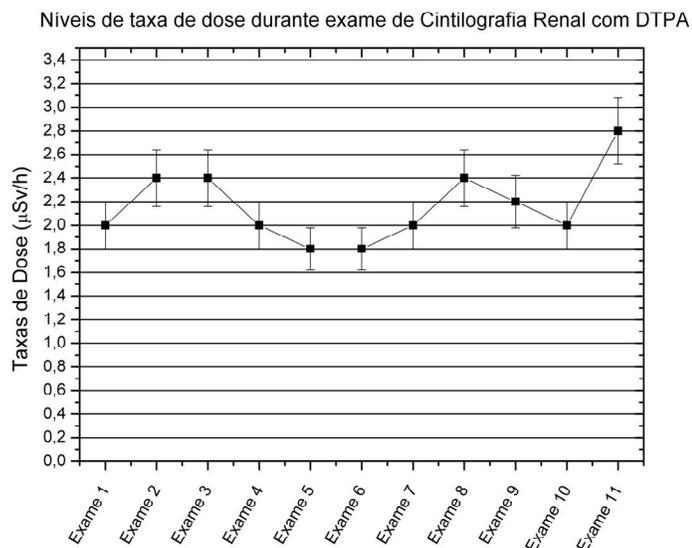


FIG. 4.5: Nível de exposição do profissional de enfermagem durante administração do radiotraçador em exames de cintilografia renal com DTPA.

Não foi possível realizar uma avaliação sobre os demais tipos de exames, mas através destes resultados e do acompanhamento diário, pode-se dizer que a maior contribuição de dose neste tipo de profissional refere-se às boas práticas realizadas durante os procedimentos de administração do radiofármaco.

4.4 EXPOSIÇÃO DURANTE CINTILOGRAFIA RENAL COM DMSA

Para a realização deste tipo de procedimento utiliza-se uma baixa atividade administrada ao paciente, o que resulta em uma baixa exposição do profissional de enfermagem e conseqüentemente do profissional que realiza a aquisição das imagens.

Durante a realização do exame observou-se um valor médio de taxa de dose de $(1,20 \pm 0,12) \mu\text{Sv/h}$, mas como o *gantry* da câmara gama altera sua posição durante o exame, representado na TAB. 4.5 o valor médio para cada posição referentes à posição do *gantry* demonstrados na FIG. 4.6.

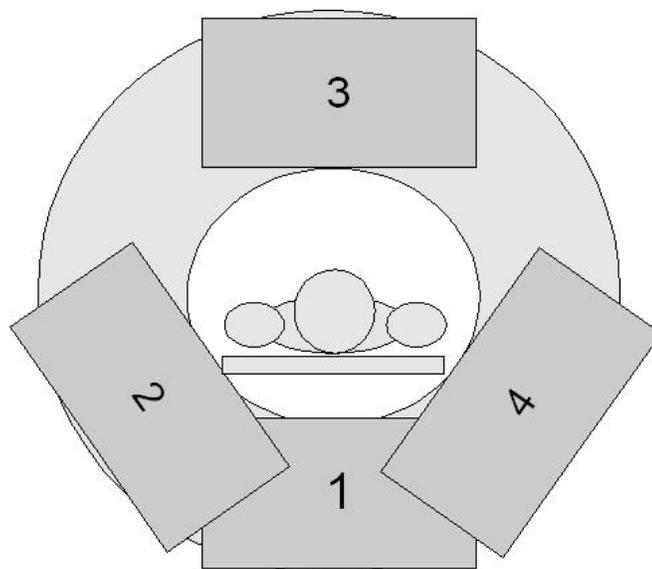


FIG. 4.6: Posições do gantry durante a realização do exame de cintilografia renal com DMSA.

TAB. 4.5: Valores de Taxa de Dose de acordo com a posição do gantry.

Posição	Descrição	Taxa de Dose
1	Posterior	1,34 $\mu\text{Sv/h}$
2	OPE	1,10 $\mu\text{Sv/h}$
3	Anterior	1,33 $\mu\text{Sv/h}$
4	OPD	0,83 $\mu\text{Sv/h}$

Nos exames observados a característica física do paciente variou, como demonstra a TAB. 4.6, fator este determinante para a variação dos valores das taxas de dose devido ao espalhamento e atenuação dos tecidos por onde a radiação atravessa.

TAB. 4.6: Características físicas dos pacientes submetidos ao exame de cintilografia renal com DMSA que foram monitorados.

Paciente	Peso	Altura	Atividade
	Kg	m	mCi
1	65	1,52	7
2	72	1,58	7
3	68	1,54	9
4	66	1,60	8
5	48	1,50	8
6	67	1,70	8
7	68	1,72	8
8	53	1,66	8
9	72	1,70	8
10	25	1,10	8

Os valores de taxa de dose para o profissional durante a realização do exame estão demonstrados na FIG. 4.7. Observa-se uma certa relação coerente entre a atividade administrada e o nível de taxa de dose observado.

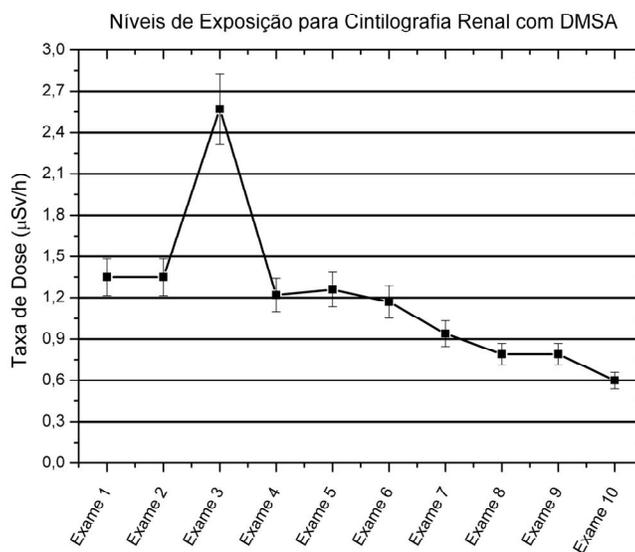


FIG. 4.7: Níveis de taxa de dose obtidos para exames de cintilografia renal com DMSA.

Para a realização do exame o profissional responsável pela execução é exposto a estes níveis de taxa de dose por um período médio de 18,4 min. Sendo que deste

tempo apenas 8,0 min o profissional está a distância representativa das leituras realizadas neste trabalho. O tempo de espera observado foi de 5,0 horas, contabilizados do momento da injeção até a realização do exame.

4.5 EXPOSIÇÃO DURANTE CINTILOGRAFIA RENAL COM DTPA

Para a realização do exame é administrada uma dose média de 12 mCi [444MBq] de ^{99m}Tc , onde inicia-se o processo de aquisição quando o radiotraçador chegar ao campo de visão da câmara gama, este tempo varia de acordo com o paciente, não ultrapassando 2 min, período este em que o profissional de enfermagem estará sendo exposto, como demonstra a FIG. 4.8.

Como a cabeça do detector durante a realização do exame fica posicionada na região posterior durante todo o tempo de realização do exame, determina-se que o fator de alteração na taxa de dose seja o espalhamento provocado pelas características físicas do paciente, demonstrado na TAB. 4.7 e por algum problema de filtração renal, onde o radiofármaco permaneça por um período maior no corpo do paciente.

TAB. 4.7: Características físicas dos pacientes analisados e as atividades administradas.

Paciente	Peso	Altura	Atividade
	(Kg)	(m)	(mCi)
1	79	1,52	10
2	60	1,55	12
3	66	1,60	12
4	78	1,72	11
5	48	1,50	11
6	56	1,70	11
7	53	1,66	11
8	67	1,57	10
9	72	1,70	11
10	82	1,55	10
11	67	1,70	10

Como devido ao preparo para a realização do exame ser necessário ao paciente à ingestão de 750 ml a 1000 ml de água, a tendência de que o mesmo saia antes do término do exame, devido a necessidade de urinar, é muito grande. Este fator diminui o nível de exposição do profissional devido à diminuição da atividade presente no paciente ter diminuído.

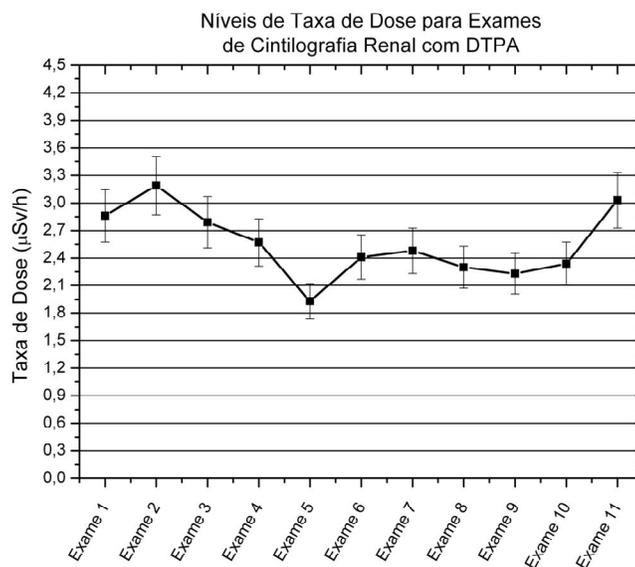


FIG. 4.8: Níveis de taxa de dose observáveis para exames de cintilografia renal com DTPA.

Observa-se um valor de taxa de dose médio para a distância de 1,0 m do paciente de $(2,55 \pm 0,25) \mu\text{Sv/h}$, não se podendo afirmar se a diminuição da exposição quando este paciente retorna para dar continuidade ao seu exame representaria uma influência muito grande na taxa de dose obtida, já que a diferença encontrada nos valores de taxa de dose antes de ir urinar e após retornar a sala de exame é de $\pm 0,3 \mu\text{Sv/h}$. Como normalmente o profissional só libera o paciente para esta prática após a aquisição de 80% do exame, nos dados estatísticos esta alteração não provoca uma variação significativa, além de que o tempo médio de realização de exame de 37 min diminuirá em 4 min.

No artigo de Chiesa et al (CHIESA, 1997), em que encontraram uma dose de $(0,3 \pm 0,3) \mu\text{Sv}$ por exame, de 30 min, a taxa de dose foi de $0,6 \mu\text{Sv/h}$. Estes autores trabalharam com uma atividade entre 1,0 mCi e 3,0 mCi [37,0 MBq e 111,0 MBq]. O valor da taxa de dose é aproximadamente quatro vezes inferior ao valor obtido no trabalho.

Calculando de forma comparativa os mesmos dados é obtido um valor de dose acumulada durante o exame de $0,64 \mu\text{Sv}$, já que a taxa de dose média é de $2,55 \mu\text{Sv/h}$ e o tempo de permanência médio do profissional próximo ao paciente é de 15 min. Esta variação é explicada pela diferença de atividade administrada no

trabalho de CHIESA em relação ao nível de atividade administrado em nosso trabalho.

Como observado o profissional de medicina nuclear durante a realização deste exame estará somente próximo ao paciente na hora do posicionamento e retirada do paciente, além de que certas salas de exames possuem o terminal de aquisição a uma distância superior a 2,0 m do paciente, contribuindo para a diminuição na dose recebida por este profissional.

Da mesma forma que a preocupação quanto ao procedimento do paciente ir ao banheiro antes do término do exame interfira na dosimetria do profissional, pois será necessário um novo posicionamento do paciente, conseqüentemente o profissional estará à distância inferior a 1,0 m do paciente novamente para o mesmo exame. Radiologicamente este hábito não é aconselhável uma vez que o profissional estará sendo submetido a uma exposição desnecessária, mas caso não seja permitida a ida do paciente ao banheiro, provavelmente este urinaria na mesa de exame, ocasionando uma parada dos exames do dia até limpeza da mesa de toda radiação, pois esta influenciaria nas futuras aquisições de imagens e a um processo de exposição desnecessário para limpar descontaminar a superfície.

Devido a estas características é recomendável ao profissional liberar o paciente para sair antes do término do exame caso necessário, uma vez que a exposição devida ao processo de descontaminação da superfície e alteração de todos os exames do dia ocasionando prejuízos maiores ao SMN, além de que a exposição devida ao processo de reposicionamento do paciente é menor do que os níveis de exposição a que é submetido durante o exame.

4.6 EXPOSIÇÃO DURANTE CINTILOGRAFIA ÓSSEA

Como mencionado anteriormente na análise deste tipo de exame foi feita em duas fases, uma de fluxo e outra após 3 horas desta fase de fluxo. Para a segunda fase do exame observou-se a adoção de dois protocolos por parte da equipe médica, que serão analisados separadamente.

Neste tipo de exame as características físicas do paciente não influenciarão

apenas o espalhamento da radiação que será detectado, como também o cálculo da atividade administrada leva-se em conta a massa corpórea do paciente, estas características estão demonstradas na TAB. 4.8.

TAB. 4.8: Características físicas dos pacientes analisados no exame de cintilografia óssea.

Paciente	Peso (Kg)	Altura (m)	Atividade (mCi)	Paciente	Peso (Kg)	Altura (m)	Atividade (mCi)
1	75	1,52	35	17	89	1,71	40
2	76	1,55	36	18	85	1,75	35
3	94	1,76	43	19	72	1,67	40
4	75	1,55	36	20	72	1,69	40
5	71	1,52	35	21	72	1,73	38
6	55	1,58	30	22	58	1,68	38
7	89	1,74	40	23	57	1,48	38
8	94	1,62	42	24	62	1,47	40
9	86	1,72	41	25	63	1,68	40
10	60	1,62	38	26	84	1,63	40
11	75	1,58	42	27	60	1,60	38
12	70	1,70	40	28	78	1,69	40
13	64	1,70	42	29	102	1,72	42
14	85	1,80	35	30	84	1,65	40
15	84	1,71	42	31	65	1,67	38
16	75	1,62	39	32	72	1,65	40

Através da análise dos dados da TAB. 4.8, é possível verificar um valor médio de atividade administrada de $(38,84 \pm 2,89)$ mCi $[(1437 \pm 107)$ MBq] de ^{99m}Tc , este valor encontra-se acima da faixa dos valores administrados para a realização deste exame, assim como o tempo de espera de 3 horas e a recomendação de uma grande ingestão de água durante o período de espera para a aquisição das imagens.

Na fase de fluxo ósseo, apenas alguns exames necessitaram deste procedimento. Durante esta fase o profissional é exposto aos valores de taxa de dose mostrados na FIG. 4.5, da mesma forma que a equipe de enfermagem, com um diferencial importante, de que o tempo de exposição a estes níveis de radiação é de 33 min à níveis de taxa de dose de $(6,0 \pm 0,6)$ $\mu\text{Sv/h}$, sendo que durante esta fase por se tratar de imagens dinâmicas e mais algumas estáticas, o profissional permanece a distância de 1,0 m do paciente por um período de 15 min.

Devido as análises da observação diária dos procedimentos do SMN, este tempo a distância de 1,0 m do paciente só poderá ser modificado caso o terminal de aquisição seja posicionado a uma distância superior a atual, o que também não adiantaria muito uma vez que dependendo do caso necessita-se de várias aquisições estáticas localizadas, o que explica um tempo de exposição maior para estes níveis de radiação.

A análise do Protocolo 1, realizado através da obtenção de imagens estáticas com 500.000 contagens é demonstrado na FIG. 4.9.

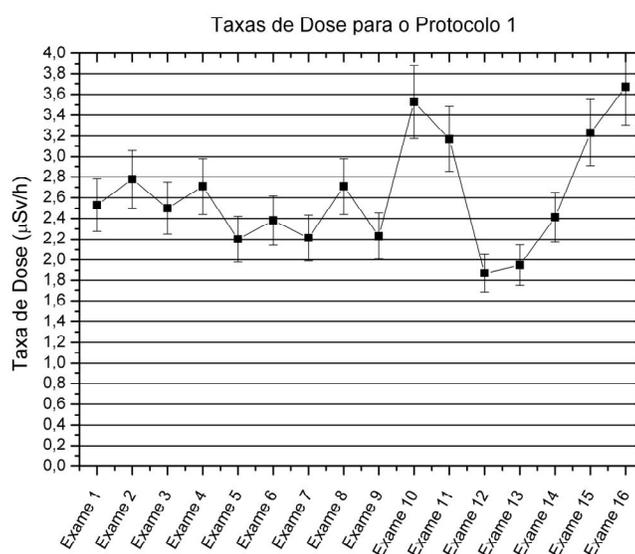


FIG. 4.9: Valores médios de taxa de dose para o exame de Cintilografia Óssea utilizando-se o Protocolo 1.

Para a utilização do Protocolo 1, observou-se uma atividade média administrada de $(38,31 \pm 3,30)$ mCi $[(1417 \pm 122)$ MBq] de ^{99m}Tc , apresentando uma taxa de dose de $(2,63 \pm 0,26)$ $\mu\text{Sv/h}$ e um tempo médio de aquisição de 66,3 min. Este valor alto de tempo é decorrente da falta da função de corpo inteiro no equipamento e porque ao mesmo tempo que regiões do corpo que possuem mais estruturas ósseas irão necessitar de uma imagem com menor tempo de aquisição, já uma região com uma menor quantidade óssea irá resultar em um maior tempo de aquisição da imagem, já que esta região possui uma menor atividade.

Observou-se também que durante a utilização do protocolo 1, o profissional

permanece por um período médio de 16 min a uma distância inferior ou igual a 1,0m do paciente. Sendo que nas imagens da região do Tórax e Pelve o profissional permanece próximo ao terminal de aquisição e conseqüentemente na distância de 1,0 m do paciente por um período maior, já que o terminal de aquisição situa-se a 1,0 m do paciente.

Aproveitando que a opção de corpo inteiro do equipamento não está funcional, fora possível realizar um acompanhamento das diferentes taxas de dose, de acordo com a região anatômica que esta sendo estudada. Estes valores estão demonstrados na FIG. 4.10, onde pode-se notar que as regiões de maior quantidade óssea apresentam uma taxa de dose maior do que as regiões com uma quantidade óssea menor, como os membros inferiores.

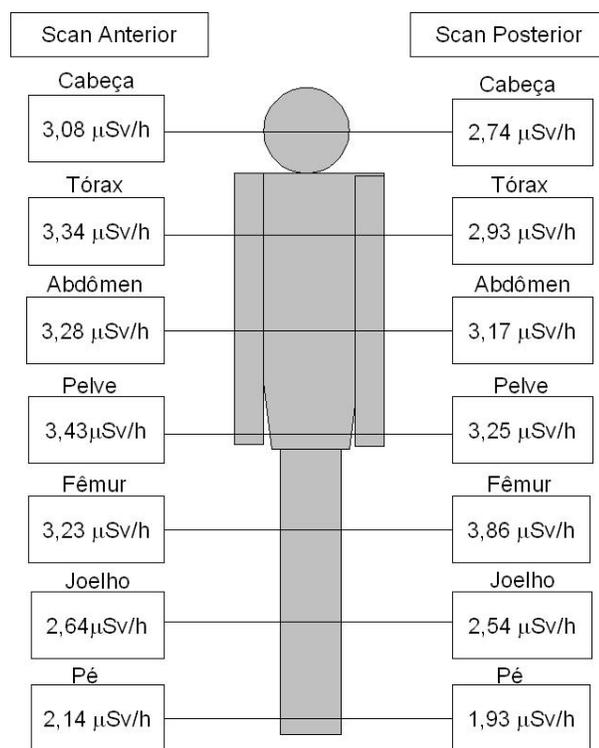


FIG. 4.10: Níveis de Taxa de Dose proporcionais a região anatômica que esta sendo estudada para o Protocolo 1.

O fator importante para estes dados é que de acordo com a imagens que estão sendo adquiridas, teremos diferentes níveis de exposição a que o profissional ou

qualquer pessoa que esteja localizada próximo ao paciente será submetida.

Para os profissionais que utilizam o Protocolo 2, onde é posicionado a cabeça da câmara gama no peito do paciente, realiza-se uma imagem com 500.000 contagens e utiliza-se o tempo para completar a aquisição para as demais projeções. Para este caso obteve-se o comportamento da taxa de dose mostrada na FIG. 4.11.

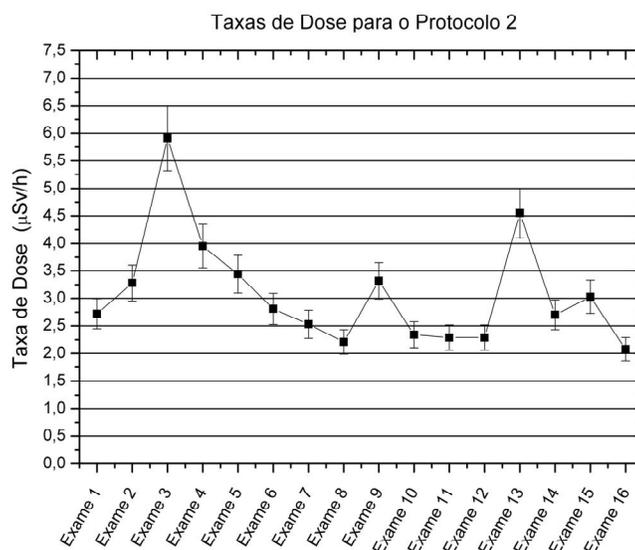


FIG. 4.11: Taxa de Dose do exame de Cintilografia óssea utilizando-se o Protocolo 2.

Observa-se um valor médio para a taxa de dose de $(3,09 \pm 0,3) \mu\text{Sv/h}$, em um tempo de médio de realização do exame de 42,6 min. Da mesma forma o profissional durante o posicionamento do paciente para cada projeção ficará em torno de 16 min há distância inferior a 1,0 m do paciente. E possuímos uma atividade média de $(37,0 \pm 2,5) \text{ mCi}$ [$(555 \pm 92) \text{ MBq}$] de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ para a realização do exame.

Da mesma forma aproveitou-se para realizar uma avaliação da taxa de dose proporcional a cada região anatômica observada durante o exame, demonstrada na FIG. 4.13. Observando-se o mesmo comportamento do Protocolo 1, com um diferencial interessante de que os valores de taxa de dose para o Protocolo 2 são relativamente maiores do que os apresentados pelo Protocolo 1.

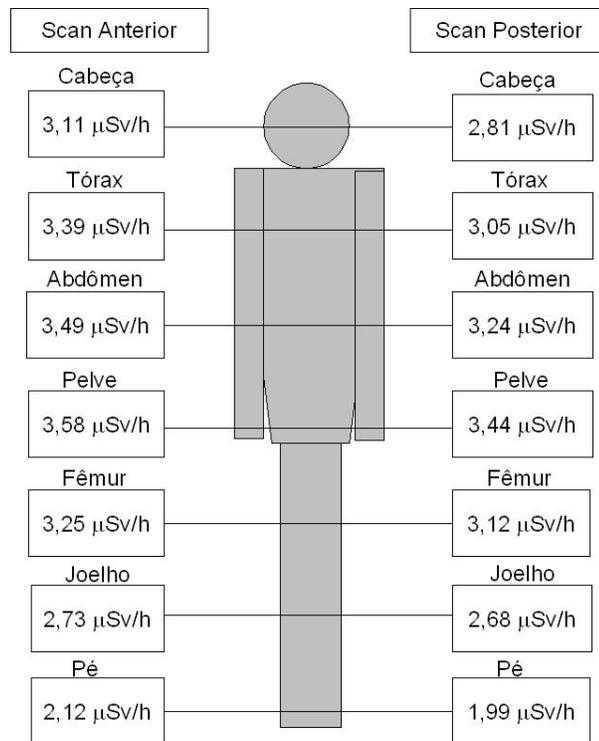


FIG. 4.13: Níveis de Taxa de Dose proporcionais as regiões anatômicas durante a execução do Protocolo 2.

Para o exame de cintilografia óssea o estudo de Chiesa (CHIESA, 1997), determina uma dose acumulada de $(0,3 \pm 0,2) \mu\text{Sv}$, para um exame com duração de 20 min e uma atividade de 15,0 mCi [555 MBq], passando estes dados para um valor de taxa obteve-se $0,9 \mu\text{Sv/h}$, é um valor mais baixo que os valores encontrados neste trabalho, mas isto deve-se ao fato de que, Chiesa em seu trabalho optou por determinar a dose acumulada durante o exame e como na maioria das vezes o profissional não permanece na mesma posição durante o período de realização do exame com observado neste trabalho, pode-se dizer que os valores encontrados nos trabalho de Chiesa são representativos ao tempo observado de permanência do profissional há distância de 1,0 m do paciente.

Realizando este cálculo comparativo teremos os seguintes dados, o tempo de permanência do profissional na distância de 1,0 m do paciente é em média de 16min, para uma taxa de dose de $3,09 \mu\text{Sv/h}$, obteve-se um valor de dose acumulado de $0,8 \mu\text{Sv}$. Ainda é um valor superior ao demonstrado no estudo de Chiesa, mas observa-se que a atividade com que este trabalhou foi de 15,0 mCi

[555,0 MBq], menor que os valores praticados de 38,0 mCi [1406,0 MBq], fator este que demonstraria a diferença encontrada entre os estudos.

4.7 INTERVENÇÃO NO ARRANJO DA SALA DE MANIPULAÇÃO

No período de estudo e medidas, observou-se uma grande preocupação por parte da equipe do Serviço com relação à proteção radiológica dos mesmos. Sabendo-se que o maior nível de exposição a que são submetidos ocorria durante os procedimentos realizados na sala de manipulação, optaram pelo aumento da quantidade de chumbo presente na bancada de manipulação, afim de que aumentasse a blindagem da radiação à que são submetidos quando exercem suas funções na respectiva sala.

A bancada já possuía “tijolos” de chumbo com espessura de 5,0 cm e acrescentaram castelos de chumbo em que o material radioativo presente em seu interior já havia decaído, formando assim mais duas fileiras internas aos tijolos de chumbo na bancada, como mostra a FIG. 4.13.

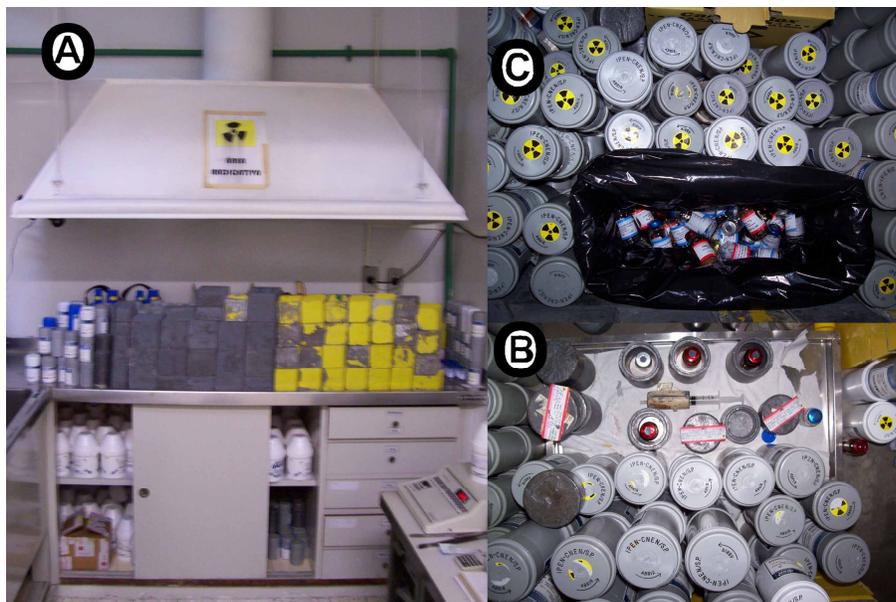


FIG. 4.13: A) Bancada de Manipulação do Serviço antes da intervenção, características frontais. B) Disposição interna dos itens encontrados na região amarela da bancada, região de manipulação. C) Disposição dos itens encontrados na região cinza da bancada, depósito de curto prazo.

Após realização das medidas deste trabalho e conclusão de todos os procedimentos, optou-se pela realização da intervenção nesta área, através da demonstração dos níveis de radiação monitorados através da alteração da disposição dos chumbos na bancada e de sua retirada do local.

Resultado na geometria atual do Serviço mostrada na FIG. 4.13, onde observamos uma retirada da quantidade de “tijolos” de chumbo e um arranjo da blindagem de forma a facilitar a operação dos profissionais durante a manipulação, já que uma das reclamações era de que a barreira de “tijolos” era muito alta, fazendo com que os profissionais tivessem de realizar suas funções de uma forma de pouca praticidade, aumentando o período de exposição dos mesmos.

Outra alteração realizada fora da retirada parcial da grande quantidade de castelos de chumbo presentes na bancada, ampliando o espaço para a manipulação dos radiofármacos e facilitando o acesso dos profissionais. Não foi realizado a retirada total dos castelos de chumbo, pois estes estão auxiliando na sustentação dos “tijolos” de chumbo.

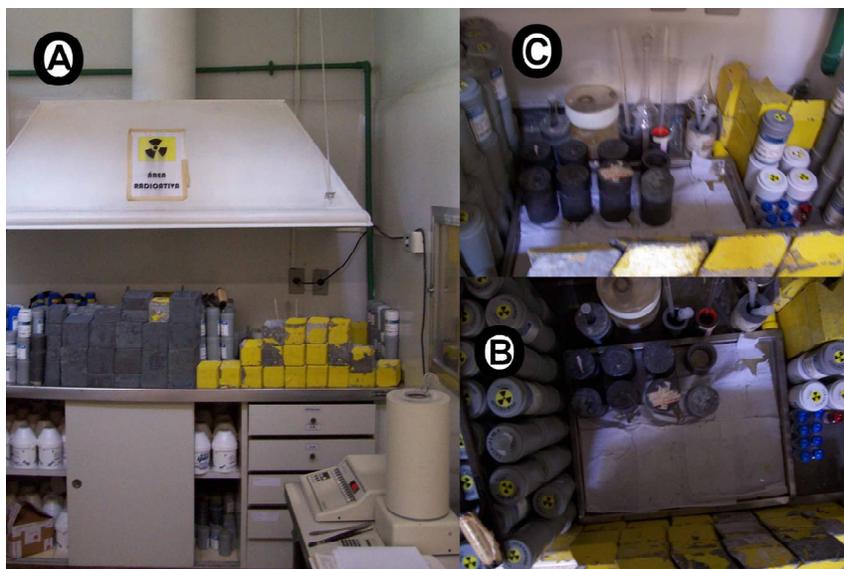


FIG. 4.14: A) Vista frontal do novo arranjo dos “tijolos” de chumbo. B) Arranjo interno do espaço para realização da manipulação. C) Arranjo lateral do espaço de manipulação.

Na FIG. 4.14-A pode-se observar que os “tijolos” de chumbo foram re-arranjados de forma que os braços dos profissionais não necessitassem estar em uma posição acima do tronco durante o processo de manipulação, aumentando a altura da blindagem de chumbo apenas da região do tórax do manipulador. Da mesma forma que fora realizado a retirada parcial dos castelos de chumbo presentes na região de manipulação, abrindo espaço para os procedimentos que ali são realizados.

O procedimento futuro será um novo arranjo para a região da bancada onde estão os tijolos de chumbo de cor cinza, onde se encontra o depósito de decaimento de curta duração e os geradores de ^{99m}Tc , prevemos a retirada parcial dos castelos de chumbo mostrados na FIG. 4.13-C e o aumento na altura da blindagem referente à região onde se encontram os geradores.

5 CONCLUSÕES

Neste trabalho determinou-se o nível de confiança de um monitor de radiação do tipo câmara de ionização para ser utilizado em trabalhos científicos ou inspeções de órgãos competentes em um SMN. Seus resultados são comparáveis aos de um monitor do tipo cintilador, demonstrando sua alta sensibilidade para o monitoramento da radiação devida aos nuclídeos de baixa energia normalmente utilizado pelos SMN.

Na avaliação dos pontos escolhidos para o monitoramento do profissional a sala de manipulação, é considerada por todos como sendo de maior contribuição na dosimetria. Como demonstrado, os níveis de radiação a que o profissional é exposto referem-se aos padrões de manuseio do radiofármaco e a radiação de fundo da sala, sendo constatado sempre o mais elevado do Serviço. Com relação a manipulação, recomenda-se, para diminuir os níveis de exposição, que as fontes sejam mantidas o maior tempo nas blindagens, minimizando o tempo de exposição.

Já com relação à radiação de fundo da sala, observamos que este fator deve-se a interação da radiação com a coifa, feita de aço inoxidável. A interação da radiação com este material provoca um maior espalhamento dentro da sala, que conseqüentemente aumenta à radiação de fundo da mesma. A solução para este problema é de simples aplicação, já que manter todas as fontes presentes em suas respectivas blindagens ocasiona a diminuição da interação da radiação com a coifa e conseqüentemente a diminuição da radiação de fundo na sala.

No exame de cintilografia renal com DTPA os níveis de taxa de dose encontrados foram de $(2,55 \pm 0,54)$ $\mu\text{Sv/h}$ e para os exames de cintilografia renal com DMSA observa-se valores de taxa de dose de $(1,20 \pm 0,12)$ $\mu\text{Sv/h}$. Para o exame com DTPA o valor da taxa de dose é comparável ao valor encontrado na realização do exame de cintilografia óssea, considerado por todos o exame de maior exposição com a utilização de $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Isto pode ser atribuído ao fato que no exame de DTPA a administração da atividade e o início do exame ocorrem no mesmo tempo, diferente do exame ósseo, sendo a taxa de dose semelhante a encontrada durante a realização do exame na região abdominal da cintilografia óssea, mesmo

tendo uma baixa atividade administrada.

Para o exame de cintilografia óssea, a fase de fluxo é a que possui o maior nível de taxa de exposição, de $(6,0 \pm 0,6)$ $\mu\text{Sv/h}$. Já 3 horas após a administração os valores observáveis são de $(3,0 \pm 0,3)$ $\mu\text{Sv/h}$. No SMN observado estes valores são muito representativos uma vez que a função *scan* do equipamento não está funcional, obrigando o profissional a ficar por um período mais elevado a uma distância inferior a 1,0 m do paciente.

Nos procedimentos com o equipamento nas condições atuais, os profissionais tentam prever um tempo de espera para a realização da imagem, mas este tempo pode ser ultrapassado devido à necessidade de um exame mais completo em um paciente anterior, neste caso o aumento do tempo de espera comprometerá todos os exames subseqüentes, devido a baixa atividade encontrada nestes pacientes, fator este que pode prejudicar o diagnóstico.

No uso do protocolo de tempo e do protocolo de contagens em equipamentos que não possuem a função *scan*, os valores de atividade média observados foram próximos. O protocolo de contagens apresenta uma administração de 38 mCi[1406 MBq] e o de tempo um valor de 37 mCi[1390 MBq], já o valor de taxa de dose encontrado para o protocolo de contagem foi $(2,63 \pm 0,26)$ $\mu\text{Sv/h}$ e para o protocolo de tempo $(3,09 \pm 0,3)$ $\mu\text{Sv/h}$. Além da diferença com relação as taxas de dose o grande diferencial deve-se ao tempo de exame, em que o protocolo de contagens apresenta um tempo médio de 66,3 minutos e o protocolo de tempo apresenta um tempo médio de 42,6 minutos.

Apesar do profissional ficar, no protocolo de contagens, por um período maior de tempo com o paciente na sala de exames, seus hábitos são de posicionar o paciente e sair para a realização de outra atividade longe do terminal de aquisição. Ao contrário, no protocolo de tempo, em que as imagens são adquiridas de uma forma mais rápida, exige que o profissional fique a maior parte do tempo próximo ao terminal de aquisição.

No caso do SMN-HCE o concerto da função *scan* de corpo inteiro do equipamento permitirá que os exames sejam realizados com um tempo médio de aquisição de 30,0 minutos, além de que não necessitará da presença do profissional próximo ao paciente durante a realização do exame, sendo necessária a sua intervenção somente no momento de girar a cabeça do detector para a aquisição da

imagem, diminuindo o tempo de exposição a que o profissional é submetido e, conseqüentemente, sua dose.

Com relação à análise em separado do nível de exposição das estruturas anatômicas, demonstramos que mesmo possuindo uma grande preocupação pela região pélvica, onde se concentra maior parte da radiação que esta sendo excretada, as demais regiões anatômicas produzem valores muito próximos e se fosse fazer uma representação dos níveis de exposição, esta seria quase semelhante a um cilindro em torno do paciente.

Caracterizando que o nível de exposição está relacionado à quantidade da área do corpo do paciente que está direcionada ao profissional, recomenda-se fazer a anamnese antes de injetar o radiofármaco. Caso não seja possível, que a realize com o paciente deitado e não com o paciente de pé ou sentado, pois o nível de exposição será maior.

Todas estas recomendações são importantes a medida que o dosímetro pessoal para registros radiológicos, apresenta uma grande deficiência na determinação dos valores reais de exposição a que o profissional é submetido. Isso porque o profissional de medicina nuclear transita muito durante a realização do exame. E conseqüentemente o dosímetro fica nas mais variadas posições, perdendo muitas das interações que estão ocorrendo, registrando assim um valor inferior ao que o profissional é submetido.

Mostra-se neste trabalho que SMN que utilizam apenas fontes de baixa energia tendem a não apresentar valores altos de dosimetria pessoal de seus funcionários, da mesma forma que as boas práticas em medicina nuclear tendem a favorecer além de uma baixa dosimetria pessoal, uma baixa dosimetria ambiental dentro do Serviço.

Da mesma forma que de acordo com a dinâmica do Serviço a opção pelo protocolo de tempo em detrimento ao protocolo de contagens, irá depender exclusivamente da logística do Serviço, se o profissional que realiza a aquisição do exame for o mesmo responsável pelo preparo diário das Atividades, recomenda-se a adoção do protocolo de contagens, a fim de preservar os níveis radiológicos deste, em contrapartida se o serviço possui um responsável pela eluição e outro pela aquisição, logisticamente opta-se pela adoção do protocolo de tempo.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA, **Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy**, International Agency of Energy Atomic, Proceedings of an International Conference held in Málaga, Spain, 26-30 Mach 2001

AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA, **Quality Control Atlas for Scintillation Camera Systems**, International Agency of Energy Atomic, Viena, ISBN 92-0-101303-5, April, 2003

AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA, **Individual Monitoring**, Practical Radiation Technical Manual, International Agency of Energy Atomic, Viena, April, 2004

AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA, **Nuclear Medicine Resources Manual**, International Agency of Energy Atomic , Vienna, 2006

ALPEN, Edward L., **Radiation Biophysics**, Academic Press, UK, ISBN 0-12-053085-6, 1998.

ALASBIMN journal, **Em Memória de um grande físico Latino-Americano**, Year 6, Number 24, April 2004, Disponível: http://www2.alasbimnjournal.cl/alasbimn/CDA/sec_a/0,1205,SCID%253D6408%2526PRT%253D0,00.html, [capturado em 12 dez. 2007]

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, **Practice Guideline for The Performance of Adult and Pediatric Skeletal Scintigraphy**, 2003

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, **Practice Guideline for The Performance of Adult and Pediatric Renal Scintigraphy**, jan 10, 2003, 4p.

ATTIX, F. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. USA, Editora John Wiley & Sons, 1986

BITELLI, Thomaz, **Física e Dosimetria das Radiações**, 2ª ed., Editora Atheneu, São Paulo, 2006.

BRASIL, Governo do Estado de São Paulo, **Atividades da Administração Estadual de 2004**, pag 203 a 205, 2004

BRASIL, Ministério de Ciências e Tecnologia, **Relatório anual de 2004**, pág. 197 à 199, 2004

BRASIL, Ministério do Trabalho e Emprego, Secretária de Segurança e Medicina, **Portaria n.º 001**, de 08 de janeiro de 1982, 13p.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, **CNEN-NN-3.05 - Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Medicina Nuclear**, 19 de abril de 1996, 12p.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, **CNEN-NN-3.01 - Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**, Janeiro, 2005, 26p.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, **CNEN-NE-3.02 – Serviços de Radioproteção**, agosto, 1988, 16p.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR, **CNEN-NE-6.05 - Gerência de Rejeitos Radioativos em Instalações Radiativas**, Instalações Radiativas, dezembro, 1985, 36p.

CAMERON, J. R; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G. N. 1968. **Thermoluminescent Dosimetry**. The University of Wisconsin Press, 1968.

CHIESA, C.; SANCTIS, V. De; CRIPPA, F.; SCHIAVINI, M.; FRAIGOLA, C.E.; BOGNI, A; PASCALI, C.; DECISE, D.; MARCHESINI, R. e BOMBARDIERI, E., Radiation dose to technicians per nuclear medicine procedure: comparison between technetium-99m, gallium-67, and iodine-131 radiotracers and fluorine-18 fluorodeoxyglucose, **European Journal of Nuclear Medicine**, Vol 24, No. 11, November 1997

DANTAS, Eduardo Maranhão; DANTAS, Ana Leticia Almeida; MARQUES, Fábio Luiz Navarro; BERTELLI, Luiz e STABIN, Michael G., Determination of ⁹⁹Mo Contamination in a Nuclear Medicine Patient Submitted to a Diagnostic Procedure with ^{99m}Tc, **Brazilian Archives of Biology and Technology an Intenational Journal**, Vol 48, Outubro 2005

DE OLIVEIRA, Silvia M. Velasques; BOSQUEVISQUE, Edson Mendes e LIPSZTEIN, Joyce L., Avaliação de doses e pacientes do Serviço de Medicina Nuclear do Hospital Pedro Ernesto, **Alasimn Journal Year4**, nº 14, January, 2002, Disponível: <http://www.alasbimnjournal.clrevistas14posters0317radioradioprotecao.html>, [capturado em 05 jan. 2007].

EURISYS MESURES, **Manual do Proprietário Câmara de Ionização Portátil Babyline 81**, Fabricante Eurisys Mesures, Setembro 1991, França.

FARR, R.F.; Allisy-Roberts, P.J., **Physics for Medical Imaging**, Ed Saunders, 1998

GEST, Howard, **The Early History of ^{32}P as a Radioactive Tracer in Biochemical Research**, Biochemistry and Molecular Biology Education, Vol. 33, No. 3, pag 159 – 164, 2005

INTERNATIONAL COMMISSION OF RADIOLOGY PROTECTION, **Low-dose extrapolation of radiation-related cancer risk**, ICRP 99, October 2004

INSTITUTO DE ENERGIAS NUCLEARES, **Jornal do IEN**, Ano III, Nº 11, out/nov/dez de 2003

MOUNTFORD, P. J., Risk assessmt of the nuclear medicine patient, **The British Journal of Radiology**, nº 70, pág 671 – 684, 1997.

NEWING, Angela; **Light, Visible and Invisible and its Medical Applications**; Imperial College Press, ISBN 1-86094-164-8, 1999.

NÚÑEZ, Margarita, **Protocolos Técnicos en Medicina Nuclear**; Escuela Universitaria de Tecnología Médica, Facultad de Medicina, Universidad de la República Montevideo, Uruguay, 2000

OFFICE OF NUCLEAR ENERGY, SCIENCE AND TECNOLOGY, Isotope Programs, **U.S. Department of Energy**, March 2003, www.nuclear.gov, [capturado em 24 out. 2006].

OLIVEIRA. Silvia M. Velasques de; BOSQUEVISQUE, Edson Mendes; LIPSZTEIN, Joyce L., Avaliação de doses em pacientes do serviço de medicina nuclear do Hospital Pedro Ernesto, **Alasbimn Journal Year 4**, Nº 14, Janeiro 2002

OSSO, João Alberto Junior. **Produção de Radioisótopos no Brasil**, (IPEN-CNEN/SP), <http://www.abfm.org.br%2fc2005%2fpalestras%2fpalestra04.pdf>, [Capturado em jun. 2006].

PFENNIG. G., Klewe-Nebenius H., Seelmann-Eggebert W. **Chart of the Nuclides**, Technik und Umwelt, Dezember 1998.

THERMO FISHER SCIENTIFIC, **Especificação do Produto 2130 Mini-ION Portable Survey Meter**, Fabricante Thermo Fisher Scientific, disponível em www.thermo.com, [capturado em 12 set. 2007].

THERMO FISHER SCIENTIFIC, **Especificação do Produto identiFINDER Isotopo Identifier**, Fabricante Thermo Fisher Scientific, Disponível em www.thermo.com, [capturado em 12 set. 2007].

THERMO FISHER SCIENTIFIC, **Especificação do Produto PM1703 Series Gamma & Gamma/Neutron Pager**, Fabricante Thermo Fisher Scientific, Disponível em www.thermo.com, [capturado em 12 set. 2007].

THRALL, James H.; Ziessman, Harvey A., **Medicina Nuclear**, 2ª edição, Editora Guanabara Koogan, 408p, Rio de Janeiro, RJ, 2003.

TSOULFANIDIS, Nicholas, **Measurement and Detection of Radiation**, 2ª edição, Editora Taylor & Francis, 1995, 614p., ISBN 1-560320317-5.

SAPIENZA, Marcelo Tatit; Buchpiguel, Carlos Alberto; Costa, Paulo Luiz Aguirre; Watanabe, Tomoco e Ono Carla Rachel, **Manual de Procedimentos**, Centro de Medicina Nuclear, Instituto de Radiologia do HCFMUSP, 2003, 83p.

SILVA, Luiz Antônio Castelo e, **Avaliação de procedimentos em aplicações médicas de raios X utilizando lógica difusa**, Dissertação (Mestrado em Ciências em Engenharia Nuclear) - Instituto Militar de Engenharia, Engenharia Nuclear, 2006

SHIHAD-ELDIN, Adnan, **Table os Isotopes**, 7ª edição, Editora John-Wiley, New York, 1978, 1523p.

SORENSEN, James A. e Phelps, Michel E.; **Physics in Nuclear Medicine**, 2ª edição, W. B. Saunders Company, 1987

SOCIETY OF NUCLEAR MEDICINE, **Procedure Guideline for Bone Scintigraphy**, version 3.0, approved june 20, 2003

SOCIETY OF NUCLEAR MEDICINE, **Procedure Guideline for Myocardial Perfusion Imaging**, version 3.0, approved june 15, 2002, 4p.

SOCIETY OF NUCLEAR MEDICINE, **Procedure Guideline for Renal Cortical Scintigraphy in Children**, version 3.0, approved june 20, 2003, 4p.

STABIN, Michael G., Health Concerns Related to Radiation Exposure of the Female Nuclear Medicine Patients, **Radiation Internal Dose Information Center** , Oak Ridge Institute for Science and Education, USA, 1999, 27p.

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION, **Annual Report**, Report of UNSCEAR to the General Assemble, 2001

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION, **Effects of Low Doses Annex G**, Report of UNSCEAR to the General Assemble, 2000

UNITED STATES DEPARTMENT OF ENERGY, Office of History & Heritage Resources, **The Manhattan Project, An Interactive History**, site: <http://www.cfo.doe.gov/me70/manhattan/index.htm>, acesso em 24 de agosto de 2007.

WEBB, Steve, **The Physics of Medical Imaging**, Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia, 1998

KNOLL, Glenn F., **Radiation Detection and Measurement**, 3ª edição, Editora Jonh Wiley & Sons, inc., USA, ISBN: 0-471-07338-5, 1999.

5 ANEXOS

ANEXO A

Análise dos Tempos de Ocupação das Áreas do SMN		
E análise dos Protocolos de Exames	Folha	

Dados dos Pacientes			
Sexo		Altura	
		Peso	
		Idade	
Dados do Protocolo			
Tipo de Exame			
Número de Projeções			
Atividade Administrada			
Tempo de Dinâmica			
Tempo em Sala Quente			
Técnico		Médico	
Tempo do Paciente no SMN			
Em Espera		Durante Exame	
Tempo de Permanência durante realização dos Exames			
Técnico		Médico	

Dados dos Pacientes			
Sexo		Altura	
		Peso	
		Idade	
Dados do Protocolo			
Tipo de Exame			
Número de Projeções			
Atividade Administrada			
Tempo de Dinâmica			
Tempo em Sala Quente			
Técnico		Médico	
Tempo do Paciente no SMN			
Em Espera		Durante Exame	
Tempo de Permanência durante realização dos Exames			
Técnico		Médico	

ANEXO B

CINTILOGRAFIA DE FLUXO ÓSSEO

Data:	/ /	Pressão:	Kpa	Início exame:
Atividade:	mCi	Temperatura:	°C	Fim exame:
Medida	Babyline μSv/h	Região Anatômica		Observações
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				

Valor Médio:		μSv/h	Peso:	
Valor da Correção:			Altura:	
Valor Final:		μSv/h		

Tempo de permanência do médico na sala		min
Tempo de permanência do técnico na sala		min
Tempo de permanência do enfermeiro na sala		min
Presença de acompanhante na sala		

ANEXO C

CINTILOGRAFIA ÓSSEA

Data: / /		Temperatura: °C	Início Exame:		
Atividade: mCi		Altura: m	Fim Exame:		
Pressão: Kpa		Peso: Kg	Duração Exame:		
Medida	Babyline μSv/h	Observações	Medida	Babyline μSv/h	Observações
1		Cabeça anterior	22		Cabeça posterior
2		Cabeça anterior	23		Cabeça posterior
3		Cabeça anterior	24		Cabeça posterior
4		Tórax anterior	25		Tórax posterior
5		Tórax anterior	26		Tórax posterior
6		Tórax anterior	27		Tórax posterior
7		Abdômen anterior	28		Abdômen posterior
8		Abdômen anterior	29		Abdômen posterior
9		Abdômen anterior	30		Abdômen posterior
10		Pélve anterior	31		Pelve posterior
11		Pelve anterior	32		Pelve posterior
12		Pelve anterior	33		Pelve posterior
13		Perna anterior	34		Perna posterior
14		Perna anterior	35		Perna posterior
15		Perna anterior	36		Perna posterior
16		Joelho anterior	37		Joelho posterior
17		Joelho anterior	38		Joelho posterior
18		Joelho anterior	39		Joelho posterior
19		Pé anterior	40		Pé posterior
20		Pé anterior	41		Pé posterior
21		Pé anterior	42		Pé posterior
Imagens Complementares					
1			10		
2			11		
3			12		
4			13		
5			14		
6			15		
7			16		
8			17		
9			18		

Valor Médio:		μSv/h
Valor da Correção:		
Valor Final:		μSv/h

Tempo de permanência do médico na sala		min
Tempo de permanência do técnico na sala		min
Tempo de permanência do enfermeiro na sala		min
Presença de acompanhante na sala		

ANEXO D

CINTILOGRAFIA RENAL COM DTPA

Data: / /

Altura:		m
Peso:		Kg
Temperatura:		°C
Atividade:		mCi
Pressão:		Kpa
Medida	Babyline mSv/h	Observação
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		
11		
12		
13		
14		
15		
16		
17		
18		
19		
20		

Valor Médio:		μSv/h
Valor da Correção:		
Valor Final:		μSv/h

Tempo de permanência do médico na sala		min
Tempo de permanência do técnico na sala		min
Tempo de permanência do enfermeiro na sala		min
Presença de acompanhante na sala		

ANEXO E

CINTILOGRAFIA RENAL COM DMSA

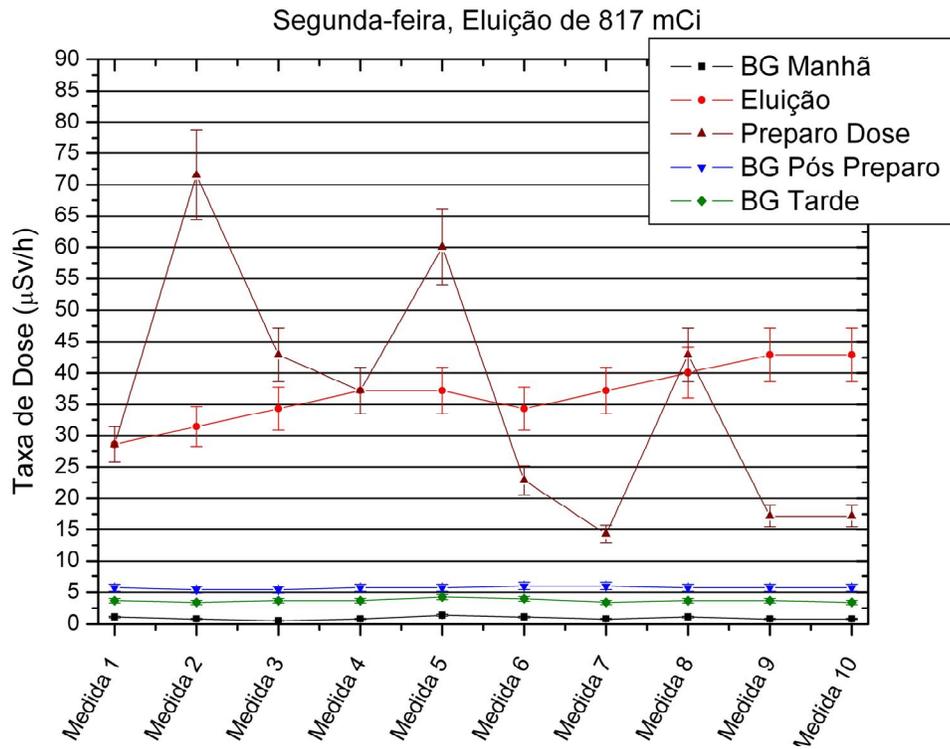
Data: / /		Altura: m	Início Exame:
Atividade: mCi		Peso: Kg	Fim Exame:
Pressão: Kpa		Temperatura: °C	Duração:
Medida	Babyline μSv/h	Incidência	Observação
1		Posterior	
2		Posterior	
3		Posterior	
4		OPD	
5		OPD	
6		OPD	
7		Anterior	
8		Anterior	
9		Anterior	
10		OPE	
11		OPE	
12		OPE	

Valor Médio:		μSv/h
Valor da Correção:		
Valor Final:		μSv/h

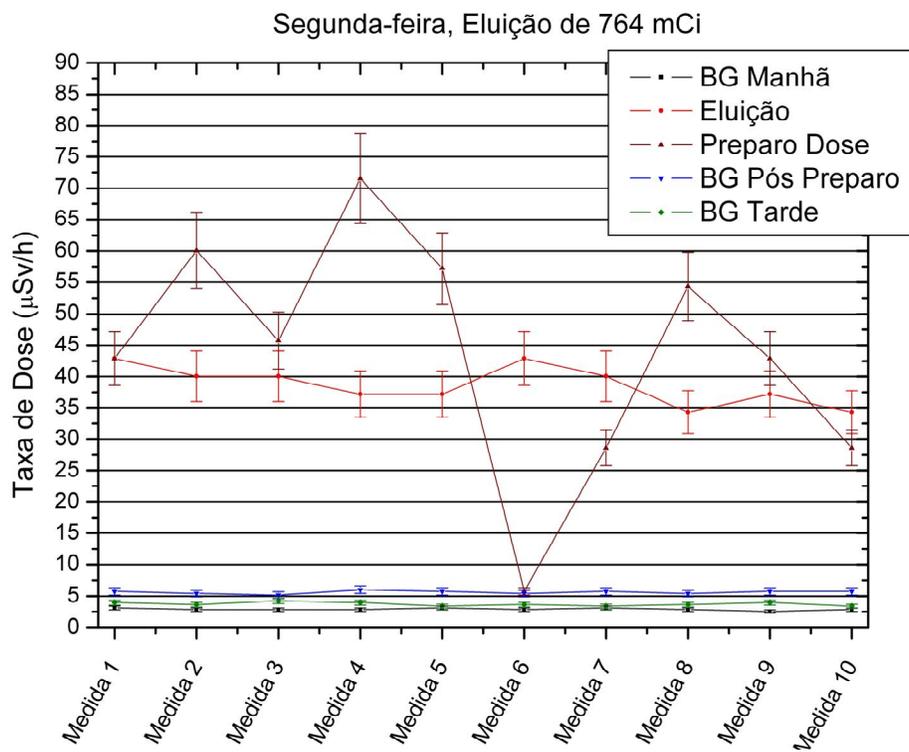
Tempo de permanência do médico na sala		min
Tempo de permanência do técnico na sala		min
Tempo de permanência do enfermeiro na sala		min
Presença de acompanhante na sala		

ANEXO F

(A)

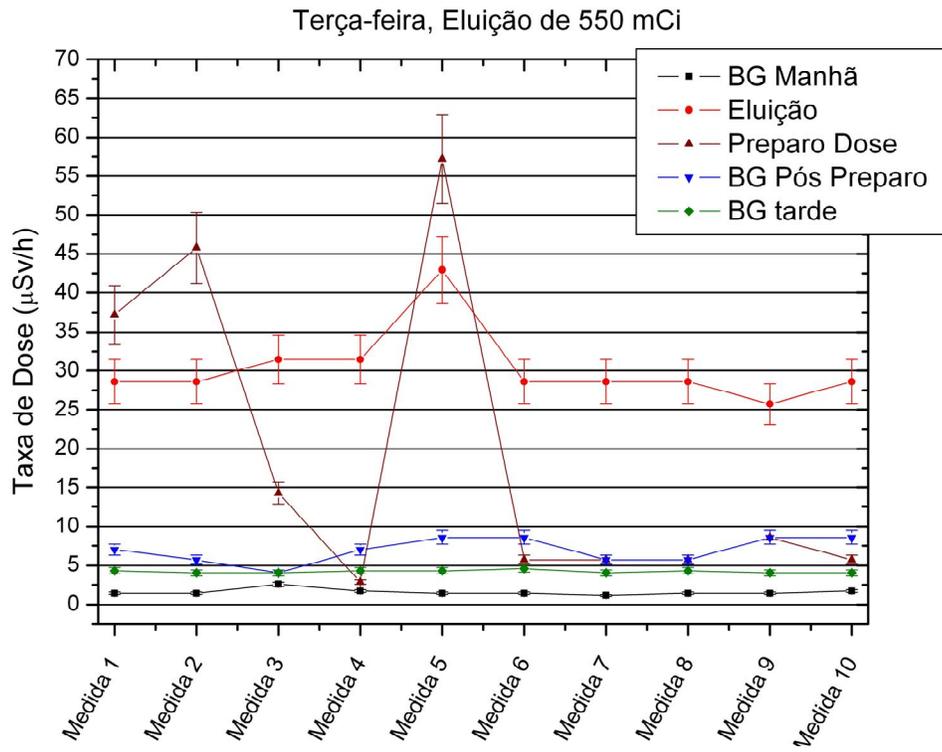


(B)

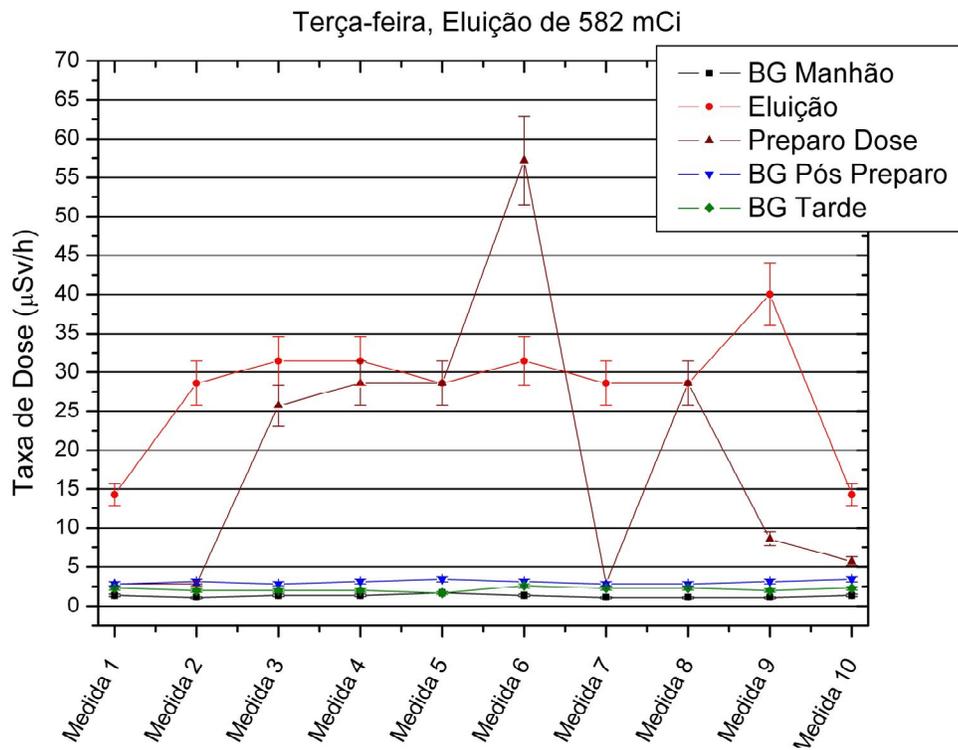


ANEXO G

©

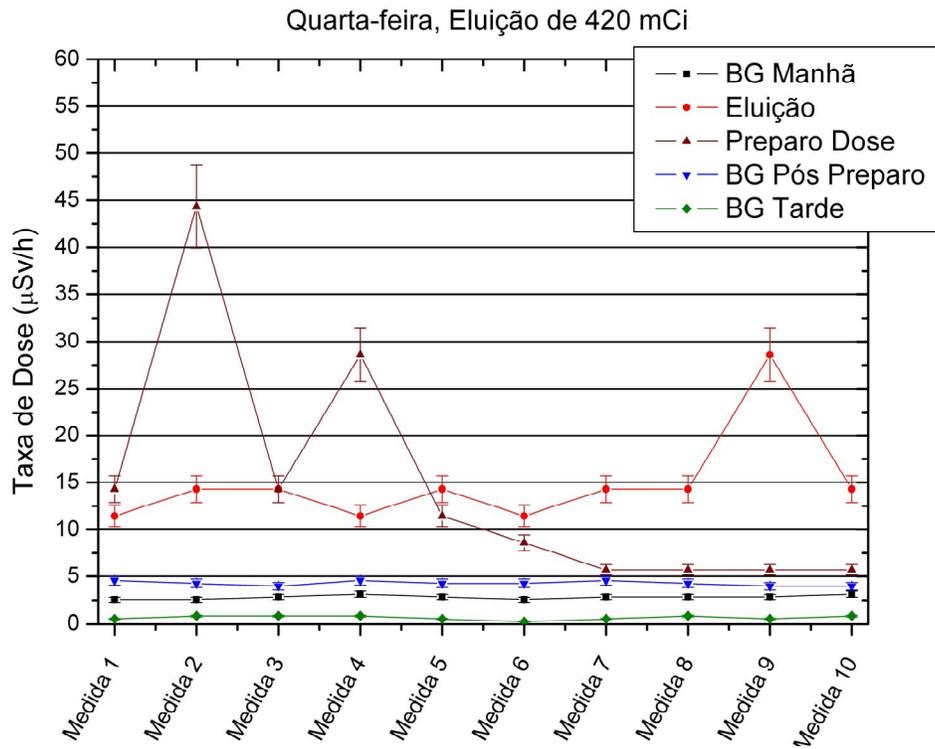


©

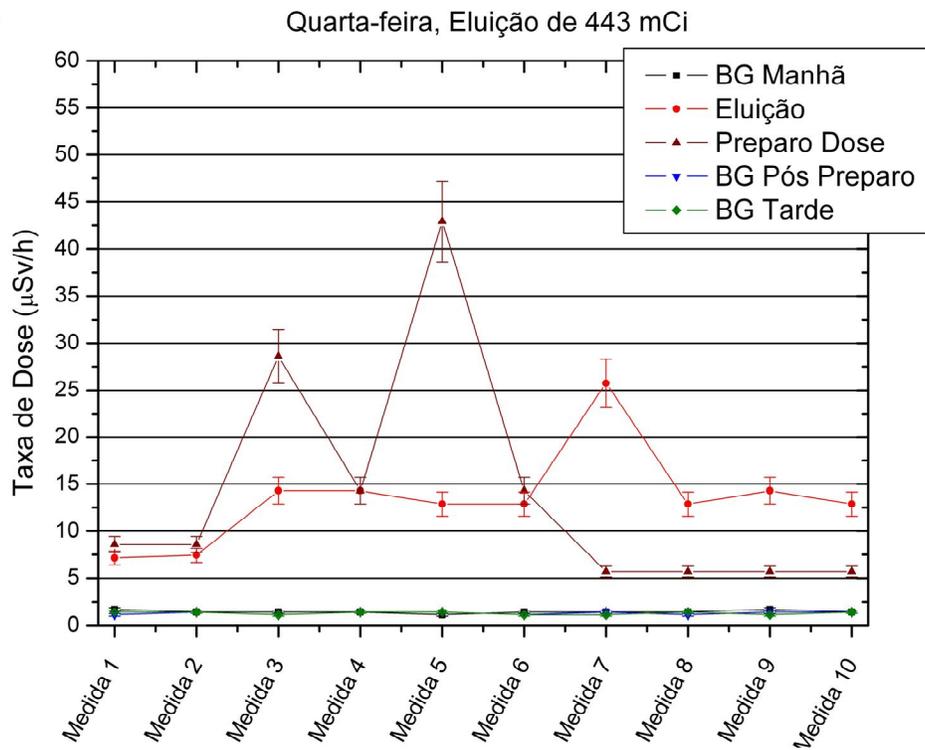


ANEXO H

Ⓔ

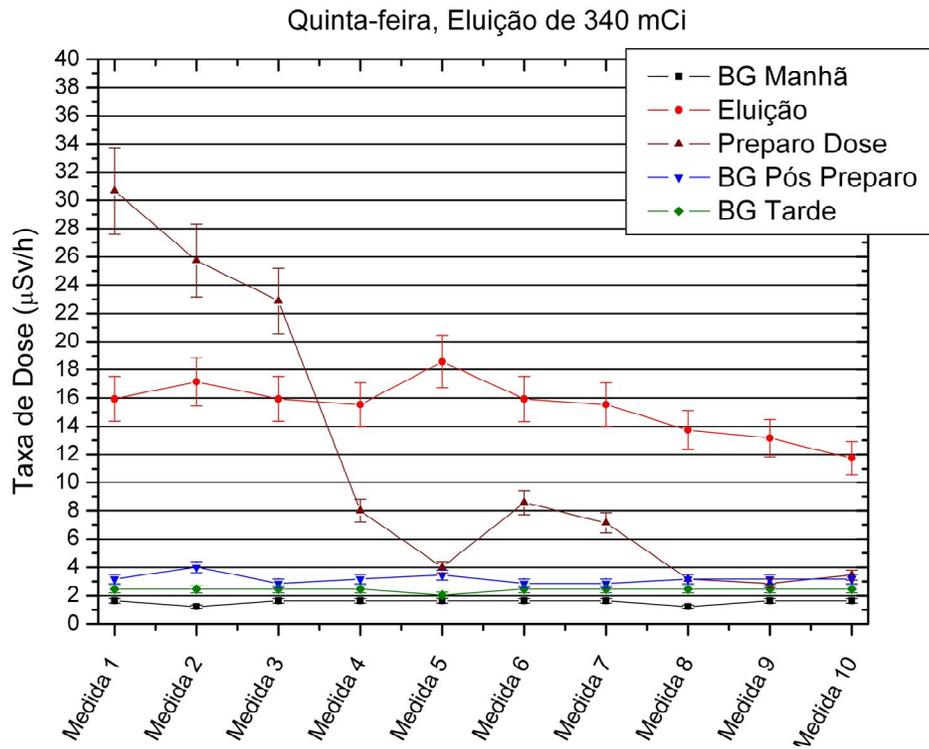


Ⓕ

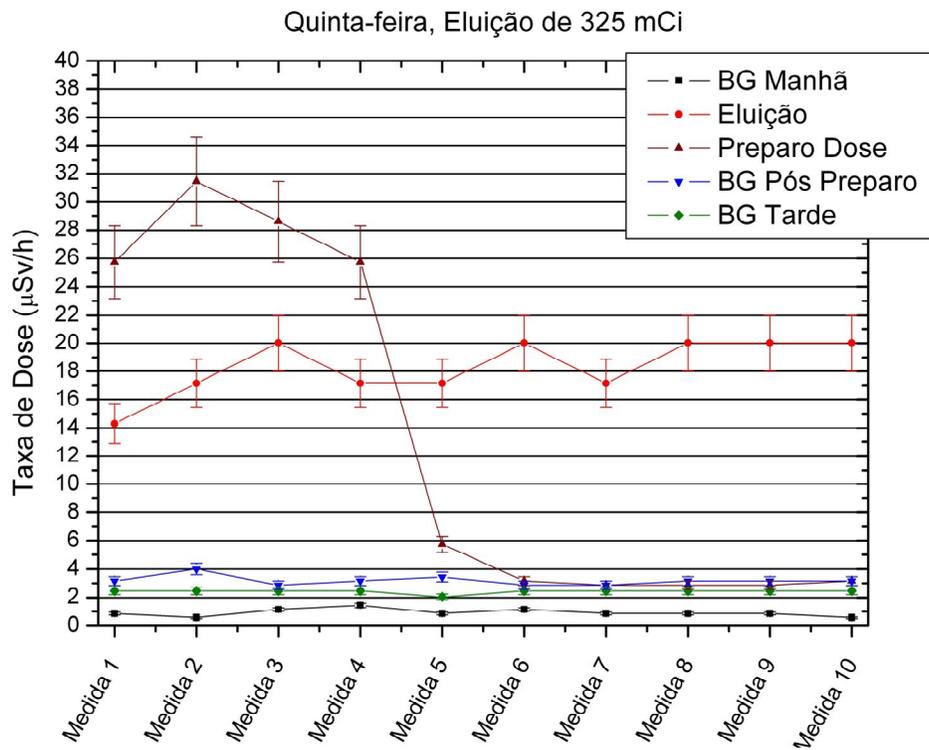


ANEXO I

Ⓒ



Ⓓ



Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)