

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
ELÉTRICA**

**ESTUDO PARA A ELABORAÇÃO DE UM
PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE E
SEGURANÇA EM SERVIÇOS DE MEDICINA
NUCLEAR DIAGNÓSTICA**

FLORIANÓPOLIS

1999

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA ELÉTRICA

ESTUDO PARA A ELABORAÇÃO DE UM
PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE E
SEGURANÇA EM SERVIÇOS DE MEDICINA
NUCLEAR DIAGNÓSTICA

Dissertação submetida à
Universidade Federal de Santa Catarina
como parte dos requisitos para
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica

RODRIGO ALVES PEREIRA

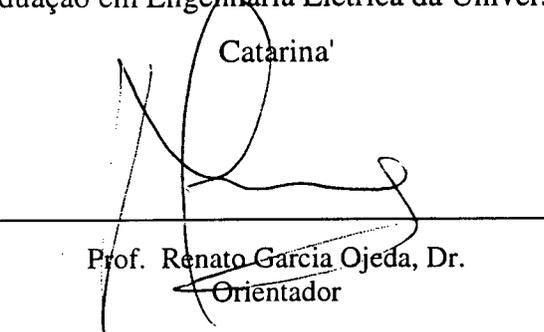
Florianópolis, Março de 1999

ESTUDO PARA A ELABORAÇÃO DE UM PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE E SEGURANÇA EM SERVIÇOS DE MEDICINA NUCLEAR DIAGNÓSTICA

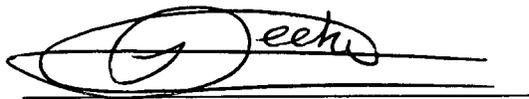
Rodrigo Alves Pereira

'Esta Dissertação foi julgada adequada para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica, Área de Concentração em *Engenharia Biomédica*, e aprovada em sua forma final pelo Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa

Catarina'



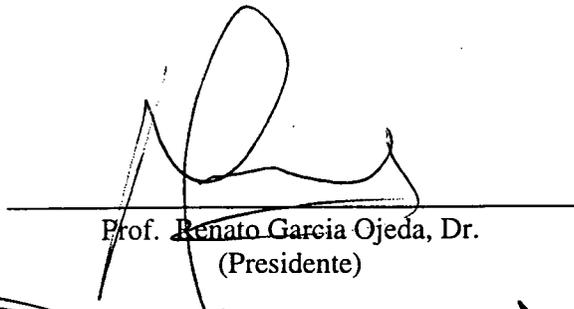
Prof. Renato Garcia Ojeda, Dr.
Orientador



Prof. Ildemar Cassana Decker, D.Sc.

Coordenador do Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

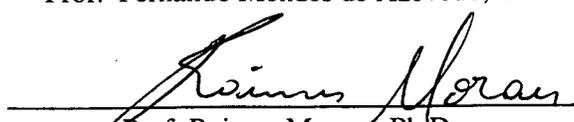
Banca Examinadora:



Prof. Renato Garcia Ojeda, Dr.
(Presidente)



Prof. Fernando Mendes de Azevedo, Dr.



Prof. Raimés Moraes, Ph.D.

Aos Meus Pais

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, que me trouxe até aqui.

Aos meus pais, Ronaldo e Amélia, e ao meu irmão Juliano, pela força que se fez sentir à distância, e que me foi essencial.

A todo o pessoal do Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica, especialmente aos colegas e amigos de mestrado: Andréa, Bárbara, Jorge Guedes, Fábio, Renato, Marlise, Lúcio, Júlio e Nivaldo.

Ao colega e amigo Miguel, que veio de longe e ajudou a muitos aqui, inclusive a mim. Ao amigo Wayne Beskow, pela ajuda e troca de experiências.

Como canta Milton Nascimento, aos que também estão do lado esquerdo do peito: Dimitri Félix, Evelize Welzel, João Salinet e Suzana Almeida.

Aos professores do GPEB, pela dedicação e pelo conhecimento transmitido.

Ao meu orientador, Prof. Renato Garcia, pela oportunidade e orientação concedidas.

À fundação CAPES, pelo apoio financeiro.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS _____	VIII
LISTA DE FIGURAS _____	X
LISTA DE TABELAS _____	XI
RESUMO _____	XII
ABSTRACT _____	XIII
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO _____	1
1.1 BREVE HISTÓRICO DA MEDICINA NUCLEAR E "ESTADO DA ARTE" _____	4
1.2 EQUIPAMENTOS, PROCEDIMENTOS E PESSOAL ENVOLVIDO _____	5
1.3 JUSTIFICATIVA E IMPORTÂNCIA DO TEMA _____	6
1.4 OBJETIVOS DA PESQUISA _____	8
1.4.1 <i>Gerais</i> _____	8
1.4.2 <i>Específicos</i> _____	8
1.5 DELIMITAÇÃO DO ASSUNTO _____	9
1.6 METODOLOGIA E ESTRUTURA DO TRABALHO _____	10
CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTAÇÃO FÍSICA DA MEDICINA NUCLEAR _____	12
2.1 ESTRUTURA DA MATÉRIA _____	13
2.1.1 <i>Átomos e Moléculas</i> _____	13
2.1.2 <i>Radiação Eletromagnética</i> _____	16
2.1.3 <i>Estrutura Atômica</i> _____	16
2.1.4 <i>Famílias Nucleares</i> _____	19
2.2 PROCESSOS DE DECAIMENTO RADIOATIVO _____	21
2.2.1 <i>Decaimento Gama (γ)</i> _____	21
2.2.2 <i>Outros Tipos de Decaimento</i> _____	23
2.2.3 <i>Representação dos Decaimentos</i> _____	25
2.3 INTERAÇÕES _____	27
2.3.1 <i>Interações Entre Partículas e a Matéria</i> _____	28
2.3.2 <i>Interações Entre Fótons e a Matéria</i> _____	30
2.3.3 <i>Atenuação e Transmissão de Fótons</i> _____	33
CAPÍTULO 3 - EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NA MEDICINA NUCLEAR DIAGNÓSTICA E SUAS APLICAÇÕES _____	35
3.1 EQUIPAMENTOS DE APOIO AOS EXAMES _____	36
3.1.1 <i>Monitores de Taxa de Exposição e de Contaminação de Superfície</i> _____	38

3.1.2	<i>Calibrador de Dose (Curiômetro)</i>	39
3.2	EQUIPAMENTO DE DIAGNÓSTICO: A CÂMARA DE CINTILAÇÃO	40
3.2.1	<i>Colimadores</i>	41
3.2.2	<i>Cristais</i>	44
3.2.3	<i>Lógica de Posicionamento de Eventos de Cintilação</i>	45
3.2.4	<i>Qualidade na Formação da Imagem</i>	50
3.3	TOMOGRAFIA	53
3.3.1	<i>SPECT - Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único</i>	53
3.3.2	<i>PET - Tomografia por Emissão de Pósitron</i>	55
3.4	APLICAÇÕES CLÍNICAS DOS EQUIPAMENTOS NA MEDICINA NUCLEAR	57
CAPÍTULO 4 - EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE E PROTEÇÃO RADIOLÓGICA		60
4.1	EFEITOS BIOLÓGICOS	63
4.1.1	<i>Efeitos Genéticos e de Desenvolvimento</i>	68
4.1.2	<i>Outros Efeitos Biológicos</i>	69
4.2	PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	71
4.2.1	<i>Fontes de Contaminação Interna e Externa</i>	72
4.2.2	<i>Instrumentos de Proteção</i>	75
4.2.3	<i>Proteção Operacional</i>	77
CAPÍTULO 5 - TESTES PARA O CONTROLE DE QUALIDADE		83
5.1	TESTES DE ACEITAÇÃO, REFERÊNCIA E ROTINA	85
5.2	TESTES PARA A CÂMARA DE CINTILAÇÃO	87
5.3	PARÂMETROS DE QUALIDADE DE IMAGEM	93
5.3.1	<i>Uniformidade de Campo</i>	93
5.3.2	<i>Resolução Espacial</i>	95
5.3.3	<i>Linearidade Espacial</i>	96
5.3.4	<i>Sensibilidade</i>	96
5.3.5	<i>Resolução de Energia</i>	97
5.3.6	<i>Taxa de Contagem</i>	98
5.4	ENSAIOS E TESTES PARA OS EQUIPAMENTOS DE SUPORTE	99
5.4.1	<i>Monitores de Taxa de Exposição e de Contaminação de Superfície</i>	99
5.4.2	<i>Curiômetros ou Calibradores de Dose</i>	101
5.5	ENSAIOS E TESTES PARA PROCEDIMENTOS TOMOGRÁFICOS	104
5.5.1	<i>Controle de Qualidade para Sistemas SPECT</i>	105
5.5.2	<i>Controle de Qualidade para Sistemas PET</i>	107
CAPÍTULO 6 - PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE E SEGURANÇA		109
6.1	USO DA TECNOLOGIA	110
6.1.1	<i>Compra</i>	111

6.1.2	<i>Treinamento e Utilização</i>	112
6.1.3	<i>Estudo da Relação Custo-Benefício Para o Programa de Qualidade</i>	113
6.2	ENSAIOS NECESSÁRIOS SEGUNDO A NORMA BRASILEIRA	114
6.2.1	<i>Monitores</i>	115
6.2.2	<i>Câmaras de Cintilação e Sistemas SPECT</i>	117
6.2.3	<i>Cintígrafos Retilíneos</i>	118
6.3	CONTROLE DE QUALIDADE COMPUTACIONAL	118
6.4	INFRA-ESTRUTURA DO SERVIÇO DE MEDICINA NUCLEAR	121
6.5	PASSOS SUGERIDOS PARA A IMPLEMENTAÇÃO DE UM PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE E MANUTENÇÃO PARA EQUIPAMENTOS DE MEDICINA NUCLEAR DIAGNÓSTICA	122
6.6	PLANO DE RADIOPROTEÇÃO E ASPECTOS DE SEGURANÇA RADIOLÓGICA	127
6.6.1	<i>Princípios da Proteção Radiológica</i>	128
6.6.2	<i>Radioproteção na Administração de Radiofármacos Para Diagnóstico</i>	129
6.6.3	<i>Gerência de Rejeitos Radioativos</i>	129
6.6.4	<i>Análise de Registros, Inspeções e Auditorias</i>	130
6.7	SÍNTESE DO PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE E SEGURANÇA	131
CAPÍTULO 7 – CONCLUSÕES E DISCUSSÕES		135
7.1	EFEITOS BIOLÓGICOS	136
7.2	NORMALIZAÇÃO TÉCNICA	138
7.3	CONTROLE DE QUALIDADE E SEGURANÇA	140
7.4	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	142
GLOSSÁRIO		143
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS		146

LISTA DE ABREVIATURAS

AAP	Analisador de Altura de Pulsos
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ADC	<i>Analogic-Digital Converter</i>
Bq	Becquerel
CC	Câmara de Cintilação
Ci	Curie
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CNTP	Condições Normais de Temperatura e Pressão
cps	Contagens por segundo
CQ	Controle de Qualidade
DPG	Detetor Preenchido com Gás
dps	Desintegrações por segundo
EEM	Equipamento Eletromédico
EUA	Estados Unidos da América
GM	Geiger-Müller
GPEB	Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica
Gy	Gray
HU	Hospital Universitário
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
keV	Kiloelétron-volt
LPIE	Linhas Paralelas Igualmente Espaçadas (Fantoma)
MeV	Megaelétron-volt
MN	Medicina Nuclear
NEMA	<i>National Electrical Manufacturers Association</i>
OMS	Organização Mundial de Saúde
PET	<i>Positron Emission Tomography</i>
R	Roentgen
rad	<i>Radiation absorbed dose</i>

rem	<i>Roentgen equivalent man</i>
SC	Santa Catarina
SI	Sistema Internacional de Unidades
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>
Sv	Sievert
TC	Tomografia Computadorizada
TLE	Transmissão Linear de Energia
TLD	<i>Thermoluminescent Dosimeter</i>
TRC	Tubo de Raios Catódicos
UFSC	Universidade Federal de Santa Catarina
UFOV	<i>Useful Field of View</i>

LISTA DE FIGURAS

Figura 2-1: Representação do átomo de Sódio pelo modelo orbital (Christian, 1994a).	14
Figura 2-2: O espectro eletromagnético (Christian, 1994a).	16
Figura 2-3: Razão de nêutrons para prótons com a linha de estabilidade nuclear (Christian, 1994a).	17
Figura 2-4: Parte da tabela de nuclídeos (Christian, 1994a).	20
Figura 2-5: Esquema generalizado de decaimento para o Molibdênio 99 (Christian, 1994a).	26
Figura 2-6: Aniquilação entre pósitron e elétron (Christian, 1994a).	30
Figura 2-7: Espalhamento Compton (Christian, 1994a).	32
Figura 2-8: Interações dos tipos fotoelétrica, Compton e por produção de pares (Christian, 1994a).	33
Figura 3-1: Relação qualitativa em um DPG (Links, 1994).	37
Figura 3-2: Quatro tipos de colimadores para câmaras de cintilação (Links, 1994).	42
Figura 3-3: Sistema de espectrometria por cintilação (Rocha, 1979).	46
Figura 3-4: Sistema de coordenadas para posicionamento lógico de eventos (Links, 1994).	47
Figura 3-5: Vista em corte de um paciente hipotético e sistema colimador/cristal/tubos (Links, 1994).	48
Figura 3-6: Espectro de energia para o Césio 137 (Links, 1994).	49
Figura 3-7: Os eventos Gama no detetor de cintilação (Christian, 1994b).	52
Figura 3-8: Aquisição e reconstrução de imagem por SPECT (Martínez&Ormijana, 1994).	55
Figura 3-9: Geometria do sistema de detecção PET (Links, 1994).	56
Figura 4-1: Relações entre dose radioativa recebida e risco resultante (Eichling, Izzo & Moore, 1994).	68
Figura 4-2: Símbolo internacional de alerta para radiação ionizante (CNEN, 1994a).	79
Figura 5-1 – Realização de testes intrínseco e extrínseco (Links, 1994).	89
Figura 5-2 – Fantomas de transmissão (Links, 1994).	90
Figura 5-3 – Seleções inapropriadas de fotopico, causando perda de uniformidade (Links, 1994).	92
Figura 5-4 – Imagens com parâmetros de qualidade degradados (Links, 1994).	99
Figura 5-5: Gráfico de calibração de monitor de inspeção (Links, 1994).	100
Figura 5-6: Gráfico com níveis diários de atividade medidos pelo calibrador de dose (Links, 1994).	103
Figura 5-7: Eixo de rotação para SPECT (Links, 1994).	105
Figura 6-1: Sistema magnético de leitura (Christian, 1994b).	120
Figura 6-2: “Árvore de Decisão” para o Controle de Qualidade (Busemann, 1990 apud Slomka, 1995).	126

LISTA DE TABELAS

Tabela 2-1: Emissões fotônicas do átomo de Gálio 67 (Christian, 1994a). _____	27
Tabela 4-1: Níveis de doses absorvidas e efeitos decorrentes (Eichling, Izzo & Moore, 1994). _____	65
Tabela 4-2: Perda na expectativa de vida devido a várias causas (Eichling, Izzo & Moore, 1994). _____	71
Tabela 4-3: Frações da dose anual de corpo inteiro recebidas (Eichling, Izzo & Moore, 1994). _____	75
Tabela 5-1: Sumário dos parâmetros de CQ (Pereira&Garcia,1998) _____	93
Tabela 5-2: Testes para o calibrador de dose e suas respectivas frequências (Williams, 1997). _____	102
Tabela 6-1: Parâmetros de qualidade para o programa de controle de qualidade. _____	134

Resumo da Dissertação apresentada à UFSC como parte dos requisitos necessários para a
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica

ESTUDO PARA A ELABORAÇÃO DE UM PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE E SEGURANÇA EM SERVIÇOS DE MEDICINA NUCLEAR DIAGNÓSTICA

Rodrigo Alves Pereira

Março/1999

Orientador: Renato Garcia Ojeda, Dr.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Palavras-chave: medicina nuclear diagnóstica; segurança radiológica; efeitos biológicos; funcionalidade; controle de qualidade de imagem; tomografia; monitores de radiação; engenharia clínica.

Número de Páginas: 148

Este trabalho tem por objetivo realizar um estudo sobre o controle de qualidade e procedimentos de segurança no campo da medicina nuclear diagnóstica, levantando questões como efeitos biológicos, proteção radiológica e maximização da qualidade das imagens formadas, em conformidade com a normalização técnica existente na área. A sistematização dessas informações, aliada às discussões dos capítulos introdutórios, os quais fornecem uma visão geral sobre as bases físicas da medicina nuclear diagnóstica e sobre os equipamentos relacionados, e ao contato prático com a técnica, junto a dois serviços de medicina nuclear diagnóstica de Santa Catarina, visa fornecer as bases para a formulação de um programa de controle de qualidade e segurança radiológica. Esses procedimentos representam uma importante ferramenta na consolidação da engenharia clínica aplicada à medicina nuclear, trazendo benefícios inquestionáveis aos usuários e operadores da tecnologia em questão.

Abstract of Dissertation presented to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for
the degree of Master in Electrical Engineering

**STUDY CONCERNING THE IMPLEMENTATION OF A
SAFETY AND QUALITY CONTROL PROGRAM IN
DIAGNOSTIC NUCLEAR MEDICINE SERVICES**

Rodrigo Alves Pereira

March/1999

Advisor: Renato Garcia Ojeda, Dr.

Area of Concentration: Biomedical Engineering

Keywords: diagnostic nuclear medicine; radiological safety; biological effects;
functionality; image quality control; tomography; radiation monitors; clinical engineering

Number of Pages: 148

This work has for objective to accomplish a study concerning quality control and safety procedures in the field of the diagnostic nuclear medicine, dealing with subjects as biological effects, radiological protection and quality maximization of the formed images, in conformity with the existent technical standardization in the area. The systematization of those information, with the discussions of the introductory chapters, which supply a general vision on the physical bases of diagnostic nuclear medicine and on related equipments, in addition to a practical contact with diagnostic nuclear medicine services in Santa Catarina, Brazil, seeks to supply the theoretical and technical bases for the formulation of a radiological safety and quality control program. Those procedures represent an important tool in the consolidation of the clinical engineering applied to the nuclear medicine, bringing unquestionable benefits to the users and operators of the technology in subject.

1. INTRODUÇÃO

As modernas técnicas de diagnóstico por meio de imagens tornaram-se essenciais para a medicina atual, pois proporcionam a inspeção visual de partes internas do organismo humano sem a necessidade de, na maior parte dos casos, exames invasivos. Compreendem técnicas amplamente distintas, como a utilização dos raios x, da ressonância nuclear magnética, do ultra-som e das emissões radioativas de átomos instáveis (radionuclídeos), que são administrados aos pacientes para posterior visualização por meio de equipamentos especiais. Esta última técnica compreende a medicina nuclear diagnóstica, assunto do presente trabalho.

A Medicina Nuclear (MN) é uma disciplina científica e clínica que trata do diagnóstico, tratamento (ou terapia), e investigação das moléstias pelo uso de átomos radioativos, conhecidos como radionuclídeos. Apesar da MN terapêutica ser hoje menos difundida que a diagnóstica, ela provê aplicações valiosas como o tratamento do hipertiroidismo, do câncer da tireóide, de desbalanços sanguíneos e proporciona alívio da dor em tratamentos de câncer ósseo (MIR, 1998).

A MN diagnóstica consiste em um procedimento de formação de imagens médicas onde o organismo do paciente (estudo *in vivo*), é "fotografado" por uma câmera especial, sensível à radiação eletromagnética conhecida como radiação Gama (γ). Nos estudos *in vitro*, objetiva-se analisar o comportamento de substâncias orgânicas, sendo um exemplo deste tipo de procedimento a radioimunoanálise, criada por Berson e Yalow em 1966, baseada no estudo da competição que se estabelece entre dois antígenos¹, sendo um

¹ Substâncias que, penetrando no organismo, provocam a produção de anticorpos.

deles "marcado" com uma substância emissora de radiação ionizante, e o outro, o antígeno propriamente dito, cujo comportamento se deseja estudar (MIR, 1998).

Na MN diagnóstica *in vivo*, é necessário que sejam administradas doses específicas de substâncias emissoras deste tipo de radiação ao paciente. Essas substâncias são conhecidas como traçadoras, e geralmente são específicas para um órgão particular do organismo humano, onde vão se concentrar. Elas podem se constituir em compostos puros do radionuclídeo de interesse, sob a forma de sais ou ainda quimicamente ligados a uma molécula mais complexa, para produzir os compostos traçadores conhecidos como radiofármacos. Tais substâncias se comportam fisiológica e bioquimicamente como as formas que contêm átomos não radioativos. Por exemplo, uma substância traçadora que contenha o Iodo 131 (radioativo), se comportará da mesma forma que outra substância idêntica à primeira, exceto por conter uma variedade não radioativa do Iodo (^{127}I).

A câmara supracitada, utilizada para detectar a radiação e formar a imagem, é conhecida como Câmara de Cintilação (CC), Gama Câmara, ou ainda Câmara de Anger, em homenagem ao seu inventor, o cientista Hal Anger, da Universidade de Berkeley, Califórnia (EUA). Ela não produz ou emite radiação: apenas atua como um detetor passivo para a radiação Gama, proporcionando inúmeros exames (imagens), sem a necessidade de aplicação de doses sucessivas de radiação, como ocorre por exemplo com procedimentos que utilizam raios x, onde cada nova imagem obtida representa uma nova dose de radiação ao paciente. Os dados obtidos pela CC são então processados digitalmente por computadores de alta velocidade, para a formação da imagem e posterior visualização em monitores de alta definição (SCAR, 1997).

O processo de formação de imagens em MN é único, no sentido de que ele proporciona informação ao mesmo tempo morfológica (como em outros procedimentos, e.g. raios x, ressonância magnética), e funcional do órgão ou sistema, evitando

intervenções cirúrgicas desnecessárias ou procedimentos mais caros e menos eficazes. Como desvantagens desta técnica, podem ser apontados os riscos de exposições acidentais excessivas e o nível de resolução espacial das imagens de MN, ainda inferior ao obtido por outras técnicas, como a tomografia por raios x e a ressonância nuclear magnética (SCAR, 1997).

1.1 BREVE HISTÓRICO DA MEDICINA NUCLEAR E "ESTADO DA ARTE"

As origens da Medicina Nuclear estão ligadas a descobertas científicas como a dos raios x, em 1895, e a descoberta da radioatividade artificial em 1934. A primeira utilização clínica da radioatividade artificial se deu em 1937, para o tratamento de um paciente com leucemia, na Universidade de Berkeley, Califórnia (EUA). Em 1946, o tratamento com sucesso de um paciente com câncer de tireóide, pelo uso do iodo radioativo, marcou o verdadeiro início da MN. No entanto, a divulgação da nova técnica não aconteceu até os anos 50, quando sua eficácia na medida da funcionalidade da glândula tireóide e no tratamento do hipertireoidismo se tornou evidente (MIR, 1998).

A partir dos anos 60, o crescimento da MN como uma disciplina especializada foi imenso. Os avanços na tecnologia foram cruciais para esse desenvolvimento. Os anos 70 trouxeram a possibilidade de visualização da maioria dos órgãos do corpo humano por meio da MN, inclusive o fígado e o baço. A localização de tumores cerebrais e o estudo das funções gastrointestinais foram outros avanços nessa época (MIR, 1998).

O uso de radiofármacos para diagnósticos críticos como doenças do coração foi um dos principais avanços da MN nos anos 80. Técnicas tomográficas, que mostram imagens de "fatias" do corpo, como SPECT (do inglês *Single Photon Emission Computed Tomography* – tomografia computadorizada por emissão de fóton único) e PET (*Positron*

Emission Tomography – tomografia por emissão de pósitron), são procedimentos hoje rotineiros, em áreas como cardiologia, neurociências, oncologia e mais recentemente, na pediatria (MIR, 1998).

A instrumentação na área fez um grande progresso na década de 90. Parâmetros como resolução espacial, linearidade, uniformidade, capacidade de contagem de eventos de cintilação, e outros fatores de qualidade de imagem obtiveram um grande progresso nesse período. Hoje praticamente todas as CC disponíveis no mercado podem produzir imagens tomográficas SPECT (Del Guerra, 1994), e muitas vezes possuem não somente um detetor de cintilações, mas um conjunto destes, sendo por isso conhecidas como multidetetoras.

As técnicas de produção dos radiofármacos apresentaram igualmente um grande desenvolvimento, levando as técnicas tomográficas a atingirem um estágio clínico importante em diversas áreas médicas. A utilização de uma eletrônica e uma técnica computacional melhor e mais rápida possibilitou a implementação de algoritmos mais eficientes. Em síntese, tais avanços tecnológicos aliados às características de diagnóstico funcional não invasivo e possibilidade de avaliação metabólica quantitativa são os principais motivos do sucesso da técnica na pesquisa e na clínica médica (Del Guerra, 1994).

1.2 EQUIPAMENTOS, PROCEDIMENTOS E PESSOAL ENVOLVIDO

Além da CC, o serviço de MN requer instrumentos para monitoração das doses administradas aos pacientes (medidor de atividade, ou curiômetro), contaminação das superfícies de manipulação (monitor de contaminação de superfície), controle da contaminação ambiental (monitor de taxa de exposição), além dos instrumentos de

proteção radiológica, que percebem as exposições individuais ou coletivas do pessoal envolvido (CNEN, 1997).

A prática da MN é feita por médico qualificado por uma modalidade de pós-graduação (mestrado ou residência médica), e assistido por tecnólogos credenciados (engenheiros, físicos, farmacêuticos e técnicos), responsáveis por aspectos como segurança, controle de qualidade de imagem, manuseio correto do material radioativo e técnicas de exame (CNEN, 1997).

1.3 JUSTIFICATIVA E IMPORTÂNCIA DO TEMA

A MN diagnóstica tem sido utilizada para exames médicos desde a década de 60, encontrando ampla aceitação na comunidade médica. Hoje existem aproximadamente 100 diferentes procedimentos de diagnóstico por imagem no campo da MN, que respondem por mais de 16 milhões de exames anualmente, somente nos EUA (SCAR, 1997). A técnica, além das informações morfológicas, provê dados acerca da parte funcional do órgão ou sistema sob observação, pois as substâncias emissoras de radiação muitas vezes sofrem algum tipo de metabolismo. A observação desse processo metabólico através do tempo (informação funcional), é essencial em diversas situações de diagnóstico.

A técnica de geração de imagens médicas no campo da MN vem encontrando novas aplicações a cada dia, em áreas como a cardiologia, oncologia, neurologia, pediatria, bem como na monitoração de transplantes de órgãos como fígado, pulmão, pâncreas e rim (Del Guerra, 1994).

Os procedimentos de diagnóstico através da MN estão entre os mais seguros na área médica. O paciente recebe uma dose extremamente pequena de radiação, suficiente apenas para prover as informações diagnósticas necessárias. A quantidade de radiação recebida é comparável, e freqüentemente menor, à de procedimentos de raio x, por

exemplo. Na maioria dos exames, a dose recebida é semelhante à adquirida em alguns meses devido às fontes naturais de radiação, sendo muito rara a ocorrência de efeitos colaterais (SCAR, 1997).

A normalização técnica em Equipamentos Eletromédicos (EEM), incentivados no Brasil pelo Ministério da Saúde, através da sua Secretaria de Normas Técnicas e a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), e especificamente para a medicina nuclear, pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), com a definição das normas técnicas brasileiras para estes equipamentos, obriga o país a implementar estruturas que permitam a avaliação da tecnologia existente na área de saúde. Para realizar esta tarefa, deve-se conhecer profundamente o equipamento eletromédico em análise, bem como os materiais radioativos utilizados nesta técnica (radiofármacos), para se determinar as características de funcionalidade e segurança necessárias. A sistematização destas informações será de grande valia para o Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB) e todo o estado de Santa Catarina, onde estas propostas serão aplicadas visando a fiscalização dos serviços em EEM e melhorias nos serviços de saúde onde seja utilizada esta tecnologia médica.

Como resultado de um acordo firmado entre a Secretaria de Saúde do Estado de Santa Catarina e o GPEB, foi implantado, em quatro hospitais da rede pública estadual, um projeto de gerenciamento de equipamentos eletromédicos que tem por objetivo a fiscalização e o controle das atividades de manutenção relativas a esses equipamentos, visando a melhoria da qualidade e confiabilidade dos serviços médicos prestados, bem como a redução dos riscos e custos associados.

Os constantes avanços tecnológicos fazem com que a tecnologia de formação de imagens em MN se consolide como uma importante aliada no diagnóstico de diversas doenças, aumentando a expectativa de vida do ser humano. Nesse universo se

enquadra a pesquisa desenvolvida pelo GPEB, que tem a função de colaborar para que essa tecnologia seja explorada de maneira racional, fazendo com que os riscos potenciais inerentes à sua utilização sejam constantemente monitorados, com o objetivo de serem minimizados ou até mesmo eliminados, e também contribuindo para a otimização da qualidade dos exames realizados.

1.4 OBJETIVOS DA PESQUISA

1.4.1 Geral

A presente pesquisa tem por objetivo estudar as características dos procedimentos e equipamentos utilizados no campo da MN diagnóstica, com a finalidade de se extrair e analisar os parâmetros principais a serem controlados num Programa de Controle de Qualidade e Segurança, baseado nas normas técnicas e legais vigentes no Brasil e em recomendações de organismos internacionais para esta área de diagnóstico por imagem.

1.4.2 Específicos

A presente pesquisa tem como objetivos específicos discutir a fundamentação física da detecção da radiação e da geração de imagens por esta técnica, realizar um estudo sobre os tipos e características dos principais equipamentos utilizados na prática da MN diagnóstica, analisar o funcionamento dos equipamentos utilizados e aspectos de segurança radiológica específicos para a MN e por fim discutir sobre a funcionalidade dos equipamentos, com base nos seus parâmetros de qualidade de imagem e respectivos testes de aferição. Ao final do trabalho procura-se discutir a elaboração de um programa de controle de qualidade e segurança, com base na normalização nacional vigente para esta área e nos dados levantados em campo, em dois serviços de MN diagnóstica de Florianópolis (SC). Quanto ao controle de qualidade de imagem, especificamente, objetiva-se formular uma proposta de implantação gradual dos testes de qualidade no país. A posterior sistematização dos resultados deste trabalho fornecerá as diretrizes para a formulação de programas de controle de qualidade e segurança para esses serviços, além de colocar à sua disposição e dos órgãos fiscalizadores, dados que permitam avaliar programas de controle de qualidade e segurança já existentes.

1.5 DELIMITAÇÃO DO ASSUNTO

A presente pesquisa enfoca unicamente os aspectos de segurança e controle de qualidade associados à utilização de equipamentos na área da MN diagnóstica. Não foram motivo de estudo os equipamentos destinados a procedimentos terapêuticos.

Também não se pretende discutir a metodologia de realização dos exames e a posterior análise clínica, aspectos relacionados com a formação profissional do médico especializado em MN diagnóstica.

1.6 METODOLOGIA E ESTRUTURA DO TRABALHO

Buscou-se, como metodologia científica de desenvolvimento do presente trabalho, a sistematização cronológica de informações relativas ao tema, caracterizando o estudo de maneira lógica, para que conclusões consistentes pudessem ser extraídas.

Primeiramente, fez-se o estudo da bibliografia básica sobre o assunto, a começar pelos princípios físicos que estão envolvidos na técnica de formação de imagens pela MN, incluindo o princípio do decaimento radioativo, propriedades da matéria e o processo de cintilação (interação entre a radiação ionizante e a matéria). Logo após, é discutida a instrumentação envolvida na técnica de formação de imagem, inclusive para os procedimentos tomográficos, e instrumentos de suporte aos exames.

Uma parte do trabalho (Capítulo 4), é destinada ao estudo de aspectos de segurança envolvidos na técnica, com ênfase nos efeitos biológicos da radiação e na proteção radiológica. A parte final do trabalho trata de aspectos de funcionalidade de EEM e controle de qualidade de imagem, com discussões acerca do teste de aceitação e testes posteriores de aferição da qualidade.

Informações valiosas acerca dos parâmetros de qualidade, segurança e periodicidade de testes foram obtidos pela consulta a normas técnicas nacionais e internacionais, bem como pelo estudo de publicações específicas de organismos de pesquisa voltados à segurança e gerenciamento de equipamentos relacionados à medicina nuclear diagnóstica.

Foram também sistematizados os procedimentos básicos de realização dos principais testes de aferição de qualidade e medidas a serem tomadas na prevenção de acidentes e minimização dos efeitos decorrentes dos acidentes mais comuns na prática da MN diagnóstica.

Um importante contato prático com a técnica foi possível junto à Clínica de Medicina Nuclear São Sebastião, em Florianópolis (SC), e junto ao Setor de Medicina Nuclear do Instituto de Cardiologia de São José (SC), onde as atividades de consultoria e gerenciamento desta tecnologia médica pelo GPEB viabilizaram o acompanhamento diário de exames clínicos, procedimentos de segurança, testes de qualidade e falhas mais comuns que ocorrem com os equipamentos de imagem (CC) e suporte (contador Geiger-Müller, calibrador de dose, etc.).

Capítulo 2 - Fundamentação Física da Medicina Nuclear

2. FUNDAMENTAÇÃO FÍSICA DA MEDICINA NUCLEAR

Física é o estudo da matéria e da energia, bem como das propriedades, forças e interações que influenciam no comportamento da matéria. No campo da MN, a fundamentação física envolve a estrutura atômica e molecular, as propriedades da radiação, o decaimento radioativo e a interação da radiação com a matéria.

2.1 ESTRUTURA DA MATÉRIA

2.1.1 Átomos e Moléculas

Um átomo é a menor fração de um elemento, que ainda possui todas as propriedades químicas daquele elemento. É constituído basicamente de um núcleo e uma eletrosfera externa, onde se encontram os elétrons orbitais. A Figura 2-1 exemplifica este modelo. Quando dois ou mais átomos se combinam, através de ligações químicas, eles formam moléculas. Uma molécula é definida como a menor fração de um composto químico que ainda retém todas as características químicas daquele composto. Elas podem ser formadas por dois átomos, ou até por centenas deles, de forma que dezenas de milhares de diferentes compostos químicos podem ser criados a partir da mudança do número de átomos, ou da configuração de átomos dentro de uma molécula (Chandra, 1998).

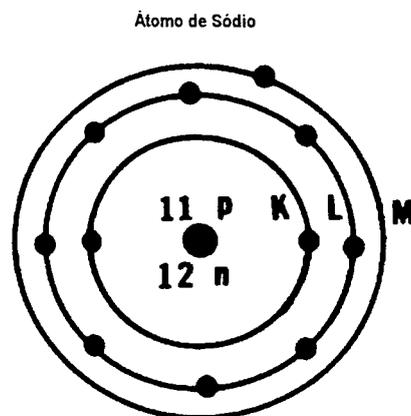


Figura 2-1: Representação do átomo de Sódio pelo modelo orbital. Os nêutrons (n) e os prótons (p) estão localizados no núcleo, e a eletrosfera é formada por três camadas: K, L e M (Christian, 1994a).

Existem três principais tipos de partículas subatômicas que compõem um átomo: prótons, nêutrons e elétrons. O núcleo é composto por duas dessas partículas: os nêutrons e os prótons, que são denominados núcleons, no conjunto. Os núcleons contribuem com a maior parte da massa total de um átomo.

A região extranuclear do átomo é formada por uma nuvem de elétrons que orbitam ao redor do núcleo. Essa região do átomo, especialmente os elétrons que orbitam mais externamente, é responsável por todas as interações químicas com outros átomos, e pela maioria das interações que ocorrem entre radiação e matéria (Christian, 1994a).

2.1.1.1 Elétrons

Os elétrons são as menores partículas subatômicas, e são encontrados na região extranuclear do átomo. São também chamados de negatrons, e têm o símbolo e , e^- ou ainda β^- . Possuem uma unidade de carga negativa, equivalente a $1,6 \times 10^{-19}$ C, e uma

massa de $9,1 \times 10^{-28}$ g, ou 0,000549 uma². Movimentam-se aproximadamente com um décimo da velocidade da luz no vácuo, ou 3×10^7 m/s. Como têm carga negativa e se movem, podem ser desviados por campos elétricos ou magnéticos. Sua energia cinética (de movimento), é proporcional ao quadrado de sua velocidade, e eles são presos em suas órbitas por uma energia de coesão, que em conjunto com a força centrífuga, evita que sejam atraídos pelo núcleo positivamente carregado, ou sejam expulsos do átomo (Chandra, 1998).

2.1.1.2 Prótons

Os prótons são encontrados no núcleo atômico, e são representados pela letra p ou p^+ . Eles têm uma carga positiva, de módulo igual à carga do elétron, mas de sinal contrário. Sua massa é de $1,67 \times 10^{-24}$ g, equivalente a 1,00759 uma, ou seja, 1835 vezes maior que a do elétron. Em um átomo eletricamente neutro, há igual número de prótons e elétrons. O número total de prótons de um átomo é representado pela letra Z , sendo que ele determina qual elemento aquele átomo representa (Chandra, 1998).

2.1.1.3 Nêutrons

Os nêutrons são pouco mais pesados que os prótons, e não possuem carga. Têm uma massa de 1,00898 uma, e podem ser considerados como a combinação de um próton e um elétron. Para simplificação, as massas do nêutron e do próton são consideradas iguais a 1 uma. Nêutrons são simbolizados pela letra n .

² Unidade de massa atômica, equivalente a um doze avos da massa do átomo de Carbono 12, ou $1,661 \times 10^{-24}$ g.

2.1.2 Radiação Eletromagnética

Ondas de rádio, luz infravermelha, luz visível, luz ultravioleta, calor, raios x e raios Gama são formas de radiação eletromagnética (RE), que diferem entre si apenas na frequência, e conseqüentemente, no comprimento de onda (Figura 2-2). Comprimentos de onda maiores correspondem a menores frequências (ondas de calor e rádio), e têm menos energia que ondas de menor comprimento de onda e maior frequência (luz visível, raios x e Gama).

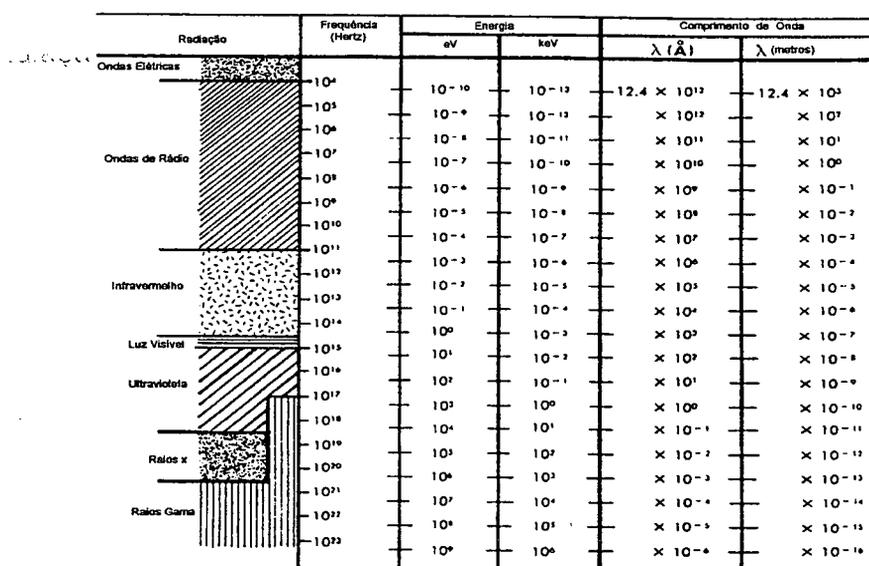


Figura 2-2: O espectro eletromagnético (Christian, 1994a).

Embora a RE não tenha massa, em frequências muito altas ela tende a se comportar como partícula. A melhor maneira de se pensar na RE é como um pacote ondulatório denominado fóton, sem carga, viajando no vácuo com a velocidade da luz (c), que é igual a 3×10^8 m/s (Christian, 1994a).

2.1.3 Estrutura Atômica

O modelo de átomo descrito por Niels Bohr em 1913 distribuiu os elétrons em 7 camadas, ou órbitas, ao redor do núcleo central (Figura 2-1). Estas 7 camadas são

denominadas K, L, M, N, O, P e Q, em ordem crescente de distanciamento do núcleo. Quantidades específicas de energia mantêm os elétrons nas suas órbitas. Os elétrons mais internos têm maior quantidade de energia, sendo portanto mais difícil removê-los de suas órbitas. A remoção se dá quando a energia fornecida ao elétron supera sua energia de coesão, que é progressivamente mais fraca à medida que se afasta do núcleo (Christian, 1994a).

O núcleo atômico tem um diâmetro aproximado de 10^{-12} cm. Como a maior parte da massa atômica está aí localizada, sua densidade é elevada. Os elementos com número atômico menor, aproximadamente até $Z=20$, possuem a razão entre nêutrons e prótons de 1:1. No entanto, para elementos com número atômico maior, o número de nêutrons é maior que o número de prótons, para manutenção da estabilidade nuclear. Átomos com número atômico muito alto podem ter a razão de 1,6:1 entre nêutrons e prótons, conforme ilustrado pela Figura 2-3 (Christian, 1994a). Nessa figura, a linha de estabilidade nuclear indica a relação entre prótons e nêutrons para a condição de estabilidade.

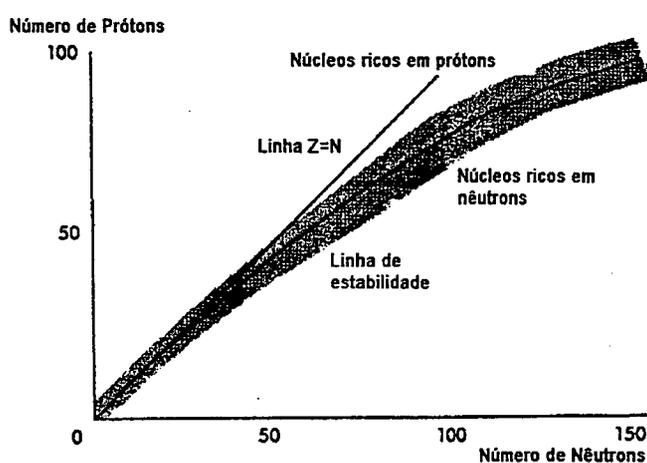


Figura 2-3: Razão de nêutrons para prótons com a linha de estabilidade nuclear (Christian, 1994a).

Outro fator de estabilidade nuclear está ligado à força total de coesão entre os núcleons. Prótons e nêutrons tendem a se manter juntos, criando núcleos mais estáveis,

dependendo da razão entre nêutrons e prótons. Os núcleons ocupam certos estados energéticos, a exemplo do que acontece com os elétrons, na eletrosfera atômica. O núcleo pode liberar esta energia extra de uma forma chamada transição isomérica, com a emissão de radiação eletromagnética (raios Gama, γ).

2.1.3.1 Relação Massa-Energia

A matéria pode ser transformada em energia, e vice-versa, de acordo com a célebre equação de Einstein, $E = m.c^2$, onde 'E' representa a energia, 'm' a massa e c , a velocidade da luz no vácuo (3×10^8 m/s). Esta equação se refere à massa em repouso da matéria, que, quando convertida em energia, se apresenta sob a forma pura de radiação eletromagnética. A massa de repouso de um elétron, de acordo com a equação de Einstein, é equivalente a $0,511 \text{ MeV}^3$, a de um próton 931 MeV e finalmente, a massa de repouso de um nêutron equivale a 939 MeV (Chandra, 1998).

2.1.3.2 Estabilidade Nuclear

Uma configuração qualquer de núcleons e elétrons formando um átomo é genericamente chamada de nuclídeo. Há aproximadamente 1.500 nuclídeos, a maioria dos quais instáveis e emissores de sub-partículas e fótons no intento de assumirem configurações mais estáveis. Esta instabilidade é a base do processo de decaimento radioativo. Aproximadamente 280 nuclídeos são estáveis, compreendendo somente 83 elementos. Os demais nuclídeos são radioativos e são denominados radionuclídeos.

³ Quantidade de energia equivalente a 10^6 elétrons-volt (eV), sendo que 1 eV equivale à energia transmitida a um elétron acelerado por uma diferença de potencial de 1 V.

Na Figura 2-3, os 280 nuclídeos estáveis estão dispostos ao longo do centro da linha de estabilidade, com os radionuclídeos instáveis dispostos acima e abaixo dessa linha. Os que estão acima, são os nuclídeos ricos em prótons, que alcançam a estabilidade no processo de decaimento conhecido como Emissão de Prótons, ou Captura de Elétrons. Os dispostos abaixo da linha de estabilidade, na região rica em nêutrons, sofrem um decaimento conhecido como Decaimento Beta (Christian, 1994a). Estes procedimentos serão discutidos na Seção 2.2.

2.1.4 Famílias Nucleares

A notação padrão para se representar um elemento químico utiliza uma ou duas letras acompanhadas de dois números, como no modelo: ${}_Z^AX$; onde X é o símbolo do elemento, Z é o número de prótons, ou seja, o número atômico do elemento, e A representa o número de massa do elemento X (número de prótons mais número de nêutrons). O número de nêutrons é obtido subtraindo-se Z de A, mas usualmente o valor de Z é omitido no símbolo do elemento, pois pode ser deduzido pela identificação deste elemento (Okuno, 1982).

O termo grego *iso*, ou ‘mesmo’, em conjunto com *topos*, ou ‘lugar’, forma a palavra ‘isótopo’, que se refere a átomos que ocupam a mesma posição na tabela periódica. Um isótopo é uma designação específica para um elemento químico que se apresenta com um número de nêutrons variável. Por exemplo, ${}^{97}\text{Tc}$, ${}^{98}\text{Tc}$, ${}^{99}\text{Tc}$, ${}^{100}\text{Tc}$ e ${}^{101}\text{Tc}$ são diferentes isótopos do elemento químico Tecnécio (Tc), que possui $Z=43$ (Christian, 1994a).

Para a representação de nuclídeos e isótopos, utiliza-se a chamada tabela de nuclídeos, onde os nuclídeos com mesmo número atômico (ou isótopos) estão dispostos na horizontal (eixo ‘x’). Ainda no eixo ‘x’, estão dispostos os elementos com número crescente de nêutrons (N), e no eixo ‘y’, elementos com número crescente de prótons (Z).

Os núclídeos podem sofrer processos de decaimento radioativo, para se tornarem mais estáveis, através da emissão de partículas. Conforme o tipo de partícula emitida (e.g., β^+ , β^- ou α), o núclídeo "pai" dá origem a um outro núclídeo, processo que pode ser acompanhado pelo uso da tabela de núclídeos (Figura 2-4).

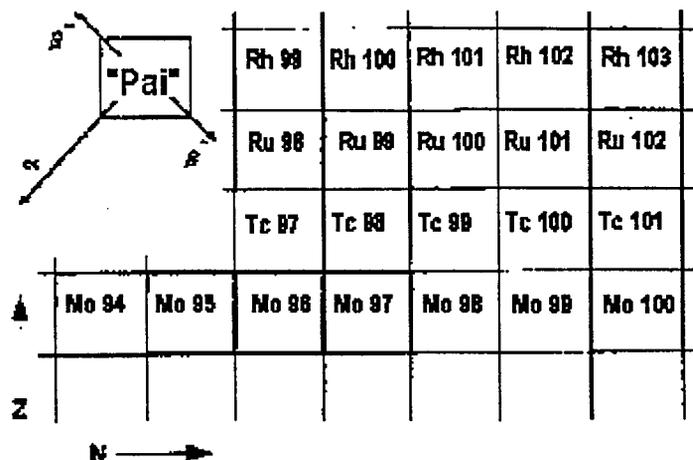


Figura 2-4: Parte da tabela de núclídeos. Na figura, Rh=Ródio, Ru=Rutênio, Tc=Tecnécio e Mo=Molibdênio (Christian, 1994a).

Outras famílias de núclídeos compreendem os isótonos (átomos de elementos diferentes com mesmo número de nêutrons), verticalmente dispostos na Figura 2-4, e os isóbaros (núclídeos com mesmo número de massa, porém com diferentes números atômicos), encontrados diagonalmente na tabela da Figura 2-4.

Isômeros são átomos com mesmo número de prótons, nêutrons e elétrons, mas com quantidades de energia nuclear diferentes. São identificados com a letra 'm', junto ao número de massa, A. O 'm' indica que aquele elemento se encontra em um estado metaestável, e que irá emitir radiação Gama (γ), a partir do núcleo, a fim de atingir uma configuração energética mais estável. O radionúclídeo mais comum na prática da medicina nuclear é um isômero: ^{99m}Tc - Tecnécio 99m (Christian, 1994a).

2.2 PROCESSOS DE DECAIMENTO RADIOATIVO

A seguir são analisadas as diferentes modalidades de decaimento radioativo, que são basicamente quatro fenômenos que podem ocorrer a partir de um átomo instável, para se chegar a uma conformação estável.

2.2.1 Decaimento Gama (γ)

Os raios Gama são os utilizados na MN diagnóstica para a formação das imagens. Os radionuclídeos ideais para MN são aqueles que emitem somente radiação Gama (exceto para a PET, Tomografia por Emissão de Pósitron), sem a emissão de radiação particulada, de forma que o paciente não seja exposto a outras formas de radiação, desnecessárias ao mecanismo de geração de imagem (Chandra, 1998).

Raios Gama ou raios x são ondas eletromagnéticas, também modeladas como fótons de radiação eletromagnética. Sua diferença é a origem: raios Gama se originam de um núcleo excitado, e raios x, da eletrosfera atômica. A emissão de raios Gama é um meio do núcleo atômico liberar energia excessiva. A emissão pode fazer parte de um outro decaimento, como o Alfa ou o Beta, mas acontece como decaimento único em núcleos metaestáveis. Emissões Gama ocorrem com maior probabilidade em núcleos com massa ou energia superior a 100 keV (Christian, 1994a).

Supondo um núcleo de ^{99}Mo que decaia para um núcleo de $^{99\text{m}}\text{Tc}$, através de decaimento Beta (discutido na próxima sub-seção), haverá um lapso de tempo antes que a forma metaestável do Tecnécio ($^{99\text{m}}\text{Tc}$), emita radiação Gama para se estabilizar, e quando isto ocorrer, pode-se afirmar que houve uma transição isomérica, de um núcleo em um patamar específico de energia, para um patamar inferior, geralmente 100 keV ou mais,

abaixo do patamar original. A liberação de energia na transição se dá através da emissão de radiação Gama no processo de transição isomérica conhecido como Decaimento Gama:

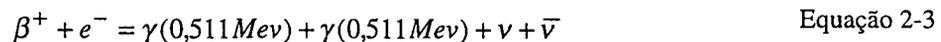


Um exemplo é o próprio processo de decaimento Gama do ${}^{99m}\text{Tc}$, muito utilizado em MN:



No entanto, há um processo alternativo para liberação de energia por núcleos metaestáveis, chamado de *conversão interna*, quando um núcleo excitado transfere energia para um elétron orbital, que é ejetado do átomo. Normalmente o elétron em questão pertence à camada K, mas eventualmente pode pertencer às camadas L ou M. O elétron ejetado recebe o nome de *elétron de conversão*, e o átomo, ionizado, passará posteriormente por um processo de reorganização de seus elétrons, com conseqüente emissão de raios x ou elétrons *Auger*⁴ (Christian, 1994a). Apesar disso, os núcleos metaestáveis são as mais puras fontes de radiação Gama para geração de imagens em MN.

Outra forma de produção dos fótons Gama, utilizada na tomografia PET: um pósitron (β^+)⁵ e um elétron se atraem mutuamente devido às cargas opostas, e quando colidem, sofrem aniquilação, havendo conversão da massa de ambos em energia eletromagnética sob a forma de dois fótons Gama, γ , cada qual com 0,511 MeV de energia:



O neutrino (ν) e o antineutrino ($\bar{\nu}$), partículas com massa e carga desprezíveis, completam o balanço energético da Equação 2-3, ficando com as energias

⁴ Elétrons que participam da produção dos raios x.

⁵ Anti-partícula do elétron, com mesma massa e carga de mesmo módulo, porém com sinal contrário.

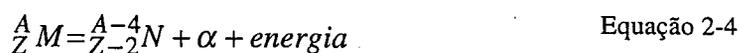
cinéticas do pósitron e do elétron (Christian, 1994a). O processo de geração de pósitrons será discutido na seção seguinte.

2.2.2 Outros Tipos de Decaimento

Os outros processos de estabilização nuclear são os decaimentos Alfa, Beta, por emissão de pósitron e por captura de elétrons.

2.2.2.1 Decaimento Alfa

Partículas Alfa são produtos de decaimento radioativo de radionuclídeos com elevada massa atômica. Elas são compostas por dois nêutrons e dois prótons. Utilizando a notação convencional, tem-se a seguir uma equação que representa o decaimento radioativo de um radionuclídeo M, para formar o nuclídeo N, com liberação de uma partícula Alfa e energia:



As partículas Alfa têm uma carga igual a +2, e massa de 4 uma, valores considerados elevados no contexto das partículas atômicas, e devido a este fato, são extremamente danosas aos sistemas biológicos, e portanto não têm aplicação no campo da MN (Christian, 1994a).

2.2.2.2 Decaimento Beta

No caso do decaimento Beta, o conceito de que um nêutron é formado pela união de um próton e um elétron é muito importante. Um núcleo rico em nêutrons se torna estável através da conversão de um de seus nêutrons pela reação nuclear:



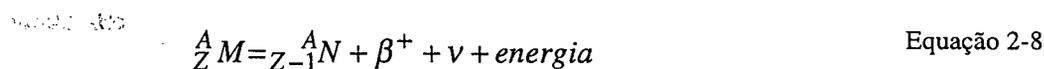
Como resultado, um próton (p) e um elétron (β) foram criados a partir do nêutron (n). O número de massa do novo nuclídeo será o mesmo, já que a massa de um próton ou de um nêutron é virtualmente a mesma. No entanto, o nuclídeo “filho” é um outro elemento, pois houve o que se chama de *transmutação*, neste processo. Transmutação é um processo de decaimento radioativo isobárico, onde se conserva o número de massa (A), dos nuclídeos, mas há modificação no número atômico Z . Ainda neste processo, o elétron é ejetado, e um antineutrino é criado, levando uma parte da energia liberada no processo (Christian, 1994a).

2.2.2.3 Decaimentos por emissão de pósitron e captura de elétron

Um núcleo rico em prótons, ou pobre em nêutrons, reduz este desequilíbrio através de dois possíveis processos de decaimento: emissão de pósitron (Equação 2-6), ou captura de elétron (Equação 2-7):



As equações indicam que tais decaimentos têm em comum o surgimento de um nêutron, um neutrino e energia. Na notação nuclear, a forma geral para a equação de decaimento por emissão de pósitron é:



A captura de elétrons (Equação 2-7), ocorre no momento em que um elétron que trafega nas proximidades do núcleo é atraído pelo mesmo, se combinando com um próton para formar um nêutron. Na notação nuclear tem-se:

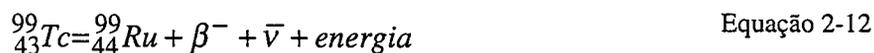
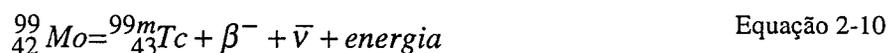


Normalmente, os elétrons capturados neste processo são os pertencentes às camadas K e L (eles têm maior probabilidade de serem capturados). Quando isso acontece, o átomo se ioniza, até que elétrons de camadas superiores preencham as lacunas formadas.

Um núcleo rico em prótons tem, portanto, duas formas de se tornar estável: por emissão de pósitrons ou captura de elétrons. Estes processos são concorrentes, mas no caso de núcleos com uma energia disponível maior que 1,02 MeV, a probabilidade de decaimento por emissão de pósitron é maior. Em caso de energia menor, a maior probabilidade é da ocorrência de captura de elétron. Um radionuclídeo muito comum em MN é o ^{67}Ga , que normalmente sofre o processo de captura de elétron (Christian, 1994a).

2.2.3 Representação dos Decaimentos

A representação gráfica dos diferentes tipos de decaimentos radioativos apresenta no eixo das abscissas o número atômico dos nuclídeos, e no eixo das ordenadas, a energia do núcleo. Traços horizontais representam os nuclídeos, sendo que após cada decaimento de um nuclídeo “pai”, há o surgimento de um nuclídeo “filho”, um degrau abaixo. Setas indicam emissão de radiação. As emissões Gama, como não envolvem alteração no número atômico, são representadas por setas verticais (Christian, 1994a). Por exemplo, partindo das reações nucleares sucessivas que começam com a desintegração de um núcleo de ^{99}Mo , pelas Equações 2-10, 2-11 e 2-12:



tem-se que a energia indicada está dividida entre as partículas β^{-} e os antineutrinos, gerados no processo (Christian, 1994a). Tais reações são representadas na Figura 2-5.

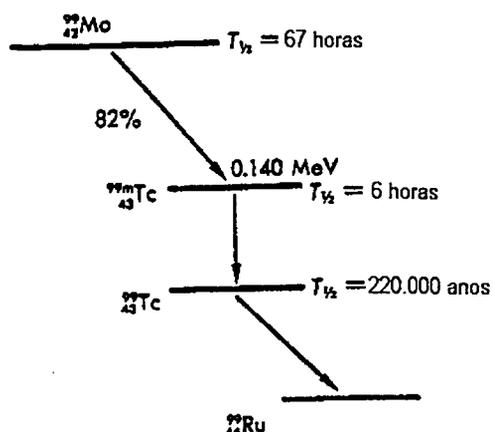


Figura 2-5: Esquema generalizado de decaimento para o Molibdênio 99. $T_{1/2}$ indica a meia-vida do nuclídeo considerado (Christian, 1994a).

Aproximadamente 82% das transições entre ^{99}Mo e $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ocorrem com a geração de partícula Beta com uma energia específica. A energia de 0,140 MeV indicada na Figura 2-5 representa o montante que será liberado pelo fóton Gama, na transição subsequente ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ para ^{99}Tc). A última transição (outro decaimento Beta) se dá com menor liberação de energia, como se percebe pelo menor degrau de transição (^{99}Tc para ^{99}Ru). O símbolo $T_{1/2}$ indica a meia-vida do nuclídeo, ou seja, o tempo médio necessário para a metade de uma amostra qualquer de um radionuclídeo sofrer o decaimento radioativo (Christian, 1994a).

Alguns radionuclídeos podem emitir radiações Gama com várias energias diferentes, como ilustrado pela Tabela 2-1, para o Gálio 67. Este átomo decai por captura de elétrons para o Zinco 67, emitindo radiações Gama de energias diversas. As porcentagens relativas para cada fóton Gama estão indicadas na tabela.

Tabela 2-1: Emissões fotônicas do átomo de Gálio 67 (Christian, 1994a).

Fótons	Porcentagem de Abundância (%)	Energia Média (keV)
Gama 2	38	93,3
Gama 3	21	184,6
Gama 5	16	300,2
Gama 6	4	393,5

Esquemas como esse são úteis para a identificação dos picos de energia liberada por emissão fotônica, ou simplesmente picos, mais comuns para um determinado radionuclídeo. Isso é importante quando se está interessado na detecção de fótons de energia específica, como acontece no campo da MN diagnóstica. Para se selecionar picos específicos, usa-se uma janela de energia, que consiste em uma seleção de uma faixa permissível de energia fotônica para detecção. No entanto dois, três ou quatro picos podem ser selecionados para geração de imagem em determinados instrumentos (Chandra, 1998).

2.3 INTERAÇÕES ENTRE FÓTONS, PARTÍCULAS SUB-ATÔMICAS E MATÉRIA

As interações que podem ocorrer entre fótons (ondas eletromagnéticas), partículas sub-atômicas e a matéria são fundamentais para o entendimento do processo de geração de imagens na MN. Os dois principais efeitos, a nível atômico, que podem surgir a partir destas interações são excitação e ionização.

Excitação é um processo de absorção de pequena quantidade de energia, temporariamente, pelas camadas mais externas da eletrosfera atômica. Um elétron externo poderá chegar a este estado de excitação, chamado metaestável, quando uma partícula

carregada ou um fóton o encontra no caminho. No entanto, o elétron não é removido de sua órbita: há apenas um pequeno incremento em seu nível de energia. Normalmente a excitação é efêmera, e o átomo espontaneamente libera essa energia extra sob a forma de radiação eletromagnética (Chandra, 1998).

A ionização de um átomo resulta da colisão de fótons ou partículas com a eletrosfera atômica, com energia suficiente para remover completamente um elétron de sua órbita, ou seja, superar a energia de ligação dos elétrons com o átomo (*binding energy*). Qualquer energia extra será comunicada ao elétron como energia cinética. A ionização pode ocorrer em gases, líquidos e sólidos (Chandra, 1998).

2.3.1 Interações Entre Partículas Sub-Atômicas e a Matéria

Uma partícula eletricamente carregada tem alta probabilidade de interagir com a matéria. Sua massa e sua carga elétrica interagem com a massa do núcleo e com os elétrons dos átomos constituintes. O que determinará qual distância a partícula penetrará na matéria antes de interagir com a mesma será sua energia cinética, em conjunto com as propriedades da matéria circundante, como a densidade, o número atômico e o número de massa. Estes fatores são decisivos para se determinar as probabilidades de interação, e o tipo de interação que ocorrerá (Christian, 1994a).

2.3.1.1 Partículas Alfa (α)

As partículas Alfa, α , são em essência, núcleos do átomo de Hélio (possuem dois nêutrons e dois prótons). São produzidas a partir do decaimento radioativo de átomos pesados (com elevada massa atômica). Como são pesadas (peso: 4 uma), e possuidoras de dupla carga positiva, facilmente interagem com a matéria, ionizando-a. O caminho

percorrido pela partícula dentro da matéria circundante é pequeno, pois a probabilidade de interação é muito grande (Christian, 1994a).

2.3.1.2 Partículas Beta (β^-)

As partículas β^- são atraídas pelo núcleo atômico, sofrendo um desvio de sua trajetória e uma desaceleração. A energia cinética, portanto, que foi subtraída da partícula deve ser liberada de alguma forma, e isto se dá pela emissão de raios x, conhecidos, nesse caso, como *radiação de frenamento (Bremsstrahlung Radiation)*. Essa emissão ocorre principalmente em átomos com número atômico alto, sendo portanto indicadas para essas partículas, blindagens com materiais de baixo número atômico, como plástico (Christian, 1994a).

2.3.1.3 Aniquilação

Os pósitrons (β^+) são anti-partículas dos nêutrons (β^-). Quando um pósitron (resultante de algum processo de decaimento radioativo), se aproxima de um elétron orbital, há uma atração entre eles devido às cargas opostas, e num percurso em espiral, as duas partículas se encontram, aniquilando-se. A distância que um pósitron viajará no meio material antes de encontrar um elétron depende de sua energia cinética e da quantidade de elétrons na região (Christian, 1994a).

No processo de aniquilação, as massas de cada uma das partículas são convertidas em energia, de acordo com a equação de Einstein ($E=m.c^2$). Essa energia se apresenta sob a forma de radiação eletromagnética: dois fótons Gama, cada qual com 0,511 MeV de energia, perfazendo um total de 1,022 MeV. Os raios Gama partem em trajetórias opostas, com ângulo de aproximadamente 180° uma em relação à outra, conforme a lei de

conservação do momento linear (Figura 2-6). As energias cinéticas que as partículas possuíam são comunicadas a um neutrino e a um anti-neutrino, conforme a Equação 2-13 (Christian, 1994a).

$$\beta^+ + e^- = \gamma(0,511MeV) + \gamma(0,511MeV) + \nu + \bar{\nu} \quad \text{Equação 2-13}$$

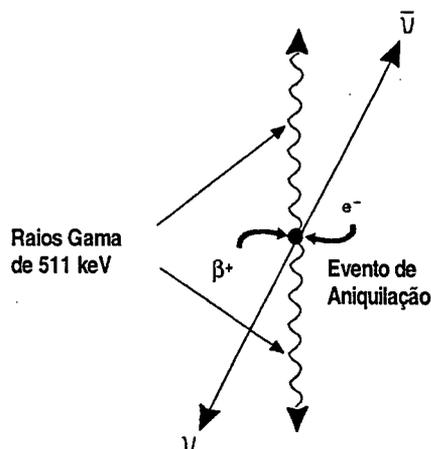


Figura 2-6: Aniquilação entre pósitron e elétron produz dois fótons Gama de 511 keV (Christian, 1994a).

Os raios Gama originários deste fenômeno são utilizados pela Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET-*Positron Emission Tomography*), uma tecnologia para formação de imagens em MN, que será estudada posteriormente.

2.3.2 Interações Entre Fótons e a Matéria

Os fótons, ou as ondas eletromagnéticas, são muito mais penetrantes na matéria que as radiações particuladas. Eles não têm um tamanho específico, e portanto suas interações com a matéria são baseadas em probabilidades de interação. Ao penetrar na matéria, um fóton pode colidir com as estruturas atômicas e sofrer um desvio, ou dispersão. Pode ser completamente absorvido, pois consiste basicamente em energia, ou simplesmente pode não interagir com a matéria. Para os fótons de raios x e fótons Gama, especificamente, três tipos de interações podem ocorrer: efeito Compton, fotoelétrico ou a produção de pares (Chandra, 1998).

2.3.2.1 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre entre um fóton e um elétron de órbita interna, geralmente das camadas K ou L. O fóton incidente atinge o elétron, comunicando toda sua energia ao mesmo, que é expulso do átomo. A energia do fóton deve ser portanto maior que a energia de coesão do elétron, para haver a expulsão, e qualquer energia adicional é comunicada ao elétron como energia cinética. Um par iônico é formado: o átomo, que se fica com carga líquida positiva, e o elétron, de carga negativa, expulso. A reposição do elétron expulso pode ser feita de duas maneiras: um elétron orbital de camada superior preenche a camada vaga, com a conseqüente emissão de raios x; ou um elétron *Auger*, que será discutido em seguida, preenche o lugar vago. A probabilidade de interação fotoelétrica depende da energia do fóton incidente e do número atômico do material exposto (Chandra, 1998).

Um alto número atômico do material exposto aumenta a probabilidade de interação. Como os tecidos biológicos são basicamente formados por água, cuja molécula possui átomos de número atômico baixo (hidrogênio: $Z=1$, oxigênio: $Z=8$), a probabilidade deste tipo de interação ocorrer no paciente é baixa (Christian, 1994a).

2.3.2.2 Espalhamento Compton

Trata-se de uma interação onde há uma absorção incompleta da energia fotônica. Os fótons incidentes são desviados, ou espalhados, ao se chocarem inelasticamente com elétrons orbitais externos. Há, como no efeito fotoelétrico, expulsão do elétron atingido, mas alguma energia ainda permanece no fóton desviado, após a colisão, conforme pode ser visto pela Figura 2-7. Este terá menor energia e maior comprimento de onda que o fóton incidente. A energia do fóton desviado ainda depende de

outros fatores, como: número atômico do material-alvo, energia do fóton incidente, e do ângulo de espalhamento ou desvio (Christian, 1994a).

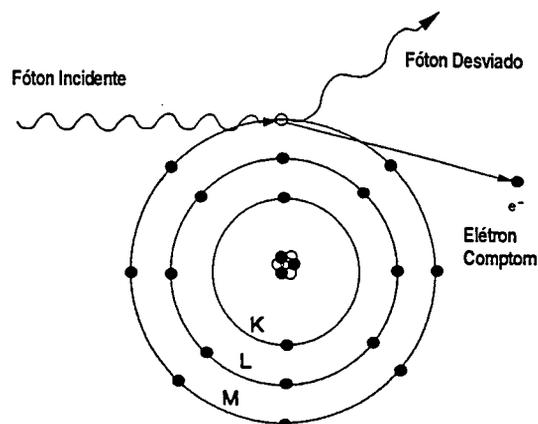


Figura 2-7: Espalhamento Compton ocorre nas camadas eletrônicas mais externas, com os fótons desviados tendo menor energia e maior comprimento de onda (Christian, 1994a).

A energia do fóton desviado é tanto maior quanto maior for o ângulo de dispersão. Perdas menores ocorrem, portanto, sob ângulos de desvio rasos (entre 90° e 180°).

2.3.2.3 Produção de Pares

A produção de pares consiste na formação de um par de partículas: um pósitron e um elétron, pelo choque de um fóton com energia superior a 1,02 MeV com o forte campo elétrico do núcleo atômico. Neste ponto, o que ocorre é a conversão da energia do fóton em massa, onde a massa de cada partícula formada equivale, em termos de energia, à metade (0,511 MeV), do valor mínimo de energia do fóton. Qualquer energia adicional é comunicada às partículas formadas sob a forma de energia cinética, conservando a energia total e o momento linear no processo. A carga elétrica líquida também se conserva: o fóton original não possui carga, e as partículas formadas têm cargas com módulos iguais e sinais contrários, que se cancelam (Chandra, 1998).

2.3.3 Atenuação e Transmissão de Fótons

As diferentes interações: fotoelétrica, Compton ou produção de pares, se combinam para formar o coeficiente de atenuação do meio à energia fotônica. A probabilidade de atenuação por efeito fotoelétrico é dominante para fótons de baixa energia, porém cai rapidamente para fótons com energia maior. A atenuação devido ao espalhamento Compton cai com o aumento da energia fotônica, mas de forma mais lenta. A produção de pares, como já foi mencionado, só ocorre com energia fotônica mínima de 1,02 MeV, tornando-se dominante para energias superiores (Figura 2-8).

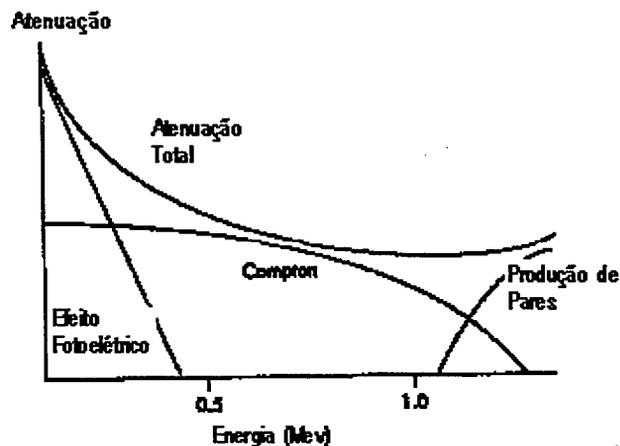


Figura 2-8: Interações dos tipos fotoelétrica, Compton e por produção de pares se combinam ao longo do espectro de energia fotônica para formar o coeficiente de atenuação total do meio (Christian, 1994a).

Todas as interações possíveis se combinam para formar o chamado *coeficiente de atenuação total linear*, simbolizado pela letra grega μ . Este coeficiente possibilita o cálculo da atenuação que ocorre quando um feixe fotônico atravessa um material específico. Sua unidade é distância⁻¹ (normalmente cm⁻¹), e a forma geral para a equação de atenuação é:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

Equação 2-14

onde a intensidade inicial de radiação é indicada por I_0 , valor que é multiplicado pela fração exponencial, dependente do coeficiente de atenuação (μ) e da distância percorrida (x), para fornecer a radiação atenuada, I (Christian, 1994a).

**Capítulo 3 - Equipamentos Utilizados na Medicina Nuclear
Diagnóstica e suas Aplicações**

3. EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NA MEDICINA NUCLEAR DIAGNÓSTICA E SUAS APLICAÇÕES

Os principais equipamentos utilizados na prática da Medicina Nuclear (MN) diagnóstica são os equipamentos de suporte aos exames, que incluem os monitores de taxa de exposição, de contaminação de superfície e o calibrador de dose (ou curiômetro), e os equipamentos formadores de imagem, que incluem as Câmaras de Cintilação (CC), e os equipamentos tomográficos SPECT (que pode fazer parte da própria CC), e PET.

3.1 EQUIPAMENTOS DE APOIO AOS EXAMES

Existem dois tipos principais de detetores de radiação utilizados em Medicina Nuclear (MN): detetores preenchidos com gás (DPG), e os cintiladores. Os primeiros são normalmente utilizados em equipamentos de ensaio e monitoração, enquanto que os cintiladores formam a base da maioria dos equipamentos de imagem, como a CC (Rocha, 1979).

O princípio de funcionamento de um DPG está na detecção da ionização das moléculas de gás contidas em um recipiente (tubo), pela radiação ionizante que o atravessa. Nessa passagem, a radiação deposita sua energia, produzindo pares iônicos no gás, que vão se dirigir para um dos dois eletrodos existentes. Um dos eletrodos é denominado ânodo (eletrodo positivo), para onde são atraídos os elétrons livres produzidos pela ionização, e o outro, cátodo (eletrodo negativo), para onde são atraídos os íons positivamente carregados. Tal movimentação de carga elétrica (corrente), cria uma diferença de potencial elétrico, utilizado pelo detetor para mensurar a radiação recebida. Os

gases normalmente utilizados são os que possuem baixa afinidade por elétrons, como hélio, neônio, argônio, hidrogênio e o próprio ar (Links, 1994).

Os DPG podem ser subdivididos em três categorias: câmaras de ionização, contadores proporcionais e tubos Geiger-Müller (GM). Ainda que na prática muitos fatores determinam em qual tipo se encaixa um determinado detector, em teoria esta classificação é dada pela tensão aplicada entre os eletrodos do detector. A Figura 3-1 representa diversos níveis de tensão que podem ser aplicados, e o comportamento da resposta do detector, em termos do número de pares iônicos coletados por evento⁶ (Links, 1994).

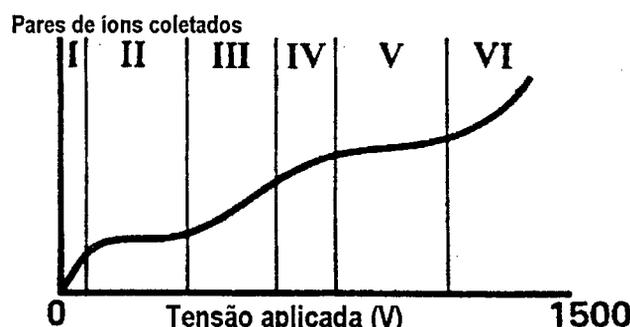


Figura 3-1: Relação qualitativa entre tensão aplicada, e número de pares de íons coletados, em um DPG. A curva está dividida em 6 regiões (Links, 1994).

A região II na Figura 3-1 representa a região de ionização (100-400V), quando os eletrodos aplicam uma força de atração nas moléculas ionizadas suficiente para superar a atração mútua que existe entre elas e os elétrons livres (o que não ocorre na região I, com tensões abaixo de 100V). Assim, todos os pares iônicos formados pela passagem da radiação são coletados. Esta região é a utilizada pelas câmaras de ionização (Links, 1994).

⁶ Um evento é definido como qualquer forma de radiação ionizante que atravessa o tubo: partículas Alfa, Beta, raios x ou Gama.

A região III é a chamada região proporcional (400-800V), pois, apesar deste nível de tensão aplicado ser suficiente para acelerar os elétrons livres de forma que estes possam ionizar outras moléculas, ainda assim, o sinal de tensão resultante será proporcional à radiação recebida. Esta região é a utilizada pelos contadores proporcionais (Links, 1994).

Finalmente, a região V (1000-1500V) é caracterizada pela independência entre o número de pares iônicos coletados e a energia da radiação recebida. Nesta região de saturação, os elétrons livres formados pela radiação recebida são acelerados pela alta diferença de potencial, provocando um fenômeno conhecido como *avalanche*, resultando na completa ionização do gás no interior do tubo. Esta é a região de operação dos instrumentos GM. Acima de 1500V (região VI), poderá haver a formação de um arco voltaico entre os eletrodos, inutilizando o equipamento para a monitoração da radiação. A região IV (800-1000V), apresenta características intermediárias entre as regiões proporcional e de saturação, não sendo normalmente utilizada nos DPG (Links, 1994).

3.1.1 Monitores de Taxa de Exposição e de Contaminação de Superfície

São instrumentos de detecção do tipo DPG, destinados a localizar as fontes radioativas e avaliar a sua intensidade. A medição direta é a de taxa de exposição, que pode ser convertida na quantidade de radioatividade presente em uma fonte qualquer (uma superfície, por exemplo). Quando a localização exata da fonte não é conhecida, contadores GM são normalmente utilizados, e fornecem a sua leitura em unidades de cpm (contagem por minuto), indicando a quantidade relativa de radioatividade presente (Rocha, 1979).

É muito importante a consideração dos materiais utilizados na construção dos DPG, pois suas características, como a espessura da câmara de ar, determinam que tipo de radiação (qual nível de energia), poderá penetrar e ser detectada. Por exemplo, certos

detetores GM, têm uma das extremidades da câmara extremamente fina, feita de mica, que permite a contagem de partículas com energias extremamente baixas, enquanto outros possuem essa janela dez vezes mais espessa, somente permitindo a detecção de partículas Beta de alta energia e radiação eletromagnética altamente energética (Links, 1994).

Se a leitura de um detetor é feita em unidades de contagens/tempo, ele deverá responder rapidamente às mudanças na atividade. A velocidade com que tal medidor irá responder a tais mudanças é determinada pela constante de tempo do medidor. Por exemplo, uma constante de tempo alta significa que o medidor responderá lentamente às mudanças, e uma baixa constante de tempo fará com que o instrumento responda prontamente à variação de atividade, mesmo que esta variação seja devida à natureza estatística do decaimento radioativo. Assim, a escolha da constante de tempo reflete o compromisso entre a habilidade de se detectar modificações verdadeiras na atividade e se ignorar flutuações rápidas inerentes à natureza estatística dos decaimentos (Links, 1994).

3.1.2 Calibrador de Dose (Curiômetro)

O calibrador de dose é em essência um DPG do tipo câmara de ionização, preenchido com um volume conhecido de ar. A atividade do material é medida em termos da corrente de ionização produzida pela radiação, que interage com o ar, que se encontra normalmente sob pressão, no interior da câmara selada. Ainda no interior da câmara existem dois eletrodos cilíndricos coaxiais mantidos sob uma diferença de potencial fornecida por uma fonte externa. A taxa de exposição medida, baseada na produção de um número conhecido de pares iônicos em um dado volume de ar, deve ser convertida em uma medida da quantidade de radioatividade presente na amostra, pela relação:

$$E = \frac{A \cdot G}{d^2}$$

Equação 3-1

onde E é a taxa de exposição medida, A é a atividade da fonte, d é a distância fonte-detector, e G é uma constante, que expressa a capacidade de um dado nível de atividade de um radionuclídeo em ionizar moléculas de ar. Tal constante é diferente para cada radionuclídeo, pois depende do tipo, número e energia da emissão fotônica (Links, 1994).

A corrente de ionização produzida é transformada em um sinal de tensão, que é amplificado, processado e finalmente mostrado, normalmente na forma digital, em unidades de atividade (becquerels, Bq ou curies, Ci). A consideração de que a corrente de ionização é diretamente proporcional à atividade é possível somente para um dado radionuclídeo, assumindo-se uma geometria fixa e uma resposta linear do sistema. Entretanto, a resposta da câmara de ionização às radiações provenientes de diferentes radionuclídeos variam de acordo com os tipos, energias e abundâncias destas radiações, sendo a taxa de emissão fotônica a consideração primária. Desta forma, é necessário o ajuste da amplificação do sinal de tensão, para a leitura apropriada em unidades de atividade, para um radionuclídeo qualquer. A maioria dos calibradores de dose possuem chaves seletoras para diferentes radionuclídeos, determinando a amplificação necessária (Rocha, 1979).

Uma blindagem de chumbo externa à câmara de ionização provê proteção ao usuário, além de reduzir as interferências oriundas de fontes externas. Alguns calibradores possuem um ajuste de zero, com a finalidade de se subtrair o efeito da radiação de fundo no cômputo da atividade da amostra (Rocha, 1979).

3.2 EQUIPAMENTO DE DIAGNÓSTICO: A CÂMARA DE CINTILAÇÃO

O desenvolvimento da MN está intimamente ligado à descoberta de meios mais eficientes para a detecção da radiação e à síntese de radiofármacos para órgãos específicos. Normalmente, quando a radiação interage com a matéria, a energia absorvida

é, no final do processo, convertida em calor, mas algumas substâncias emitem uma parte dessa energia como luz visível (tipicamente azul) ou ultra-violeta. Os cristais de Iodeto de Sódio ativados com Tálcio (NaI(Tl)), fazem essa conversão da radiação ionizante para luz visível com um rendimento recorde para luz visível de 13%, aproximadamente. Assim, um fotomultiplicador, posicionado na parte posterior do cristal, converte a luz produzida em corrente elétrica, que é então amplificada e usada para quantificar a energia da radiação Gama percebida pelo cristal (Williams, 1997).

A Câmara de Cintilação (CC) é um dispositivo com capacidade de formar imagens, medindo as variações na distribuição espacial de radioatividade em função do tempo, pela combinação de dezenas de tubos fotomultiplicadores, acoplados na parte posterior de um grande cristal de NaI(Tl). Ela utiliza um sistema eletrônico altamente sofisticado para calcular não somente o número de fótons Gama que atingem o cristal, como também sua energia e localização (Williams, 1997).

3.2.1 Colimadores

O colimador consiste em uma peça de chumbo que varia de 0,5 a 2 polegadas de espessura, com as mesmas dimensões do cristal a que será acoplado. Existe uma matriz de orifícios distribuídos em toda sua extensão, de forma que cada espaço entre os orifícios (ou cada interstício), é denominado *septum*, e o conjunto total de espaços entre orifícios (ou o próprio chumbo), é denominado *septa* (Figura 3-2). O colimador estabelece uma interface entre o paciente e o cristal, permitindo que apenas fótons trafegando em uma direção específica atinjam o cristal, interagindo com este (Links, 1994). O colimador tem portanto a função de discriminação fotônica baseada na direção de trajeto dos fótons.

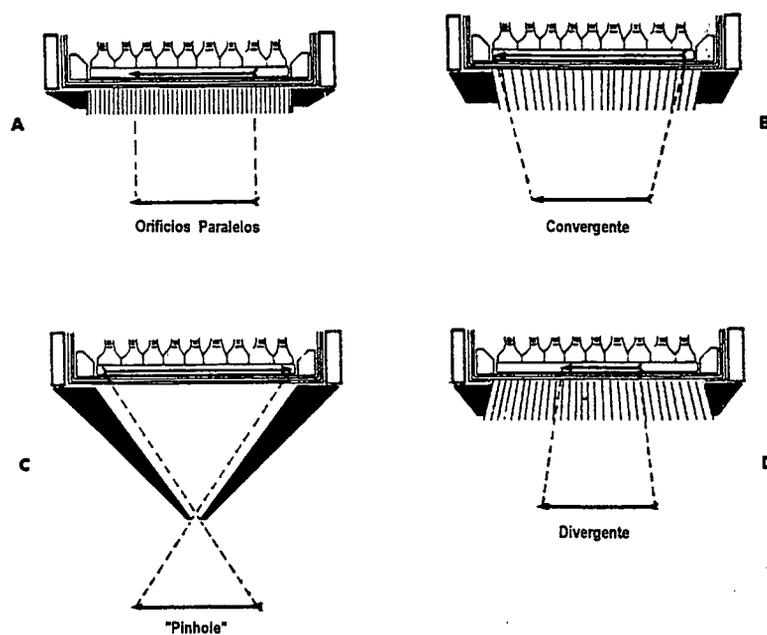


Figura 3-2: Quatro tipos de colimadores para câmaras de cintilação (Links, 1994).

3.2.1.1 Colimador de Orifícios Paralelos

É o mais comumente utilizado, consistindo em uma matriz de orifícios paralelos, perpendiculares à superfície do cristal, de forma a transmitir uma imagem em tamanho real do objeto à superfície do cristal. A resolução do colimador de orifícios paralelos é melhor na região próxima à superfície do mesmo, caindo com a distância. A sensibilidade à radiação é independente da distância entre a fonte e o colimador, pois apesar da intensidade de radiação percebida em um ponto do espaço ser inversamente proporcional ao quadrado da distância deste ponto à fonte radioativa (suposta pontual), o ângulo de aceitação de cada orifício aumenta com a sua distância da fonte (Williams, 1997).

3.2.1.2 Colimadores Convergentes

Possuem uma matriz de orifícios que convergem para um ponto anterior à superfície do colimador, conhecido como ponto focal. A imagem apresentada ao cristal é uma versão aumentada do objeto real. Como no caso anterior, a melhor resolução é verificada na superfície do colimador. Sua sensibilidade aumenta lentamente quando a fonte é afastada da face do colimador em direção ao ponto focal, e então diminui para um afastamento maior (Williams, 1997).

3.2.1.3 Colimadores Divergentes

São divergentes em relação a um ponto focal hipotético localizado atrás do cristal (detetor). A imagem formada será menor que o objeto representado. Existem ainda colimadores que podem funcionar como divergentes ou convergentes, através da modificação de sua geometria por mecanismos próprios (Links, 1994).

3.2.1.4 Colimadores Tipo Pinhole

São colimadores de orifício único, com formato cônico e relativamente longos. Quando a fonte se distancia da superfície deste colimador, a imagem formada diminui de tamanho. Entretanto, para distâncias entre fonte e colimador menores que o comprimento do colimador, a imagem formada é maior que o objeto (Links, 1994)

Existe sempre um certo compromisso entre resolução e sensibilidade para os colimadores, no sentido de que a sensibilidade pode ser aumentada (com perda de resolução), pelo aumento do tamanho ou diminuição do comprimento (profundidade) dos orifícios dos colimadores. Colimadores para aplicações gerais representam portanto um compromisso entre resolução e sensibilidade (Williams, 1997).

3.2.2 Cristais

Certos cristais, quando atingidos por radiação ionizante, emitem fótons luminosos. Isso se deve ao fato de que os elétrons mais exteriores dos átomos da estrutura cristalina estão localizados na chamada *banda de valência*. Acima da *banda de valência*, está localizada a *banda de condução*, e entre as duas, existe uma região conhecida como região proibida, que representa níveis de energia de elétrons que não existem em um cristal puro. No seu estado fundamental, o cristal tem sua banda de valência totalmente preenchida de elétrons, e a banda de condução não possui elétrons. Quando energia é fornecida ao cristal, elétrons podem passar da banda de valência para a banda de condução. Essa situação é instável, e o elétron logo volta para a banda de valência, liberando energia eletromagnética nesse processo, equivalente à diferença de energia entre as duas bandas, e com frequência dentro da faixa visível do espectro. Para cristais cintiladores típicos essa frequência é a mesma para todos os fótons emitidos (Links, 1994).

Essa emissão luminosa é conhecida como fluorescência, e não ocorre em cristais de NaI à temperatura ambiente. Por isso tais cristais são dopados com impurezas, como o elemento Tálcio (Tl), que proporciona emissões de aproximadamente 20 a 30 fótons luminosos para cada 1 keV de energia absorvida (Links, 1994).

Os cristais utilizados nas CC são normalmente circulares, retangulares ou hexagonais, com sua maior dimensão variando de 7 a 25 polegadas, e espessura de 0,25 a 0,5 polegada. Quanto mais espesso o cristal, maior a probabilidade de interação com um fóton gama incidente, e maior a sensibilidade resultante para a CC. Entretanto, a resolução espacial das imagens diminui com a espessura do cristal, devido à geometria óptica do acoplamento cristal - tubos fotomultiplicadores (Links, 1994). Os fotomultiplicadores são discutidos na próxima seção.

3.2.3 Lógica de Posicionamento de Eventos de Cintilação

Os fótons luminosos originados do cristal são convertidos em um sinal elétrico pelo uso de tubos fotomultiplicadores, que são opticamente acoplados ao cristal. Consistem em tubos selados e evacuados, com uma sucessão de dinodos⁷ em seu interior, com potenciais elétricos progressivamente crescentes (Rocha, 1979).

Quando fótons luminosos deixam o cristal e atingem o fotocatodo do tubo fotomultiplicador, com superfície fotossensível, são liberados elétrons devido ao efeito fotoelétrico. São necessários de 7 a 10 fótons luminosos para que um elétron seja liberado pelo processo. Logo que é liberado, este elétron é acelerado em direção ao primeiro dinodo. Quando ocorre a colisão, há a liberação outros 3 ou 4 elétrons, que serão acelerados em direção ao segundo dinodo, cada um liberando outros 3 ou 4 elétrons, numa sucessão de 10 a 14 dinodos que proporcionam um ganho de 10^6 a 10^8 em todo o tubo, até o anodo (Links, 1994).

Os elétrons coletados pelo anodo são direcionados a um circuito pré-amplificador, que irá produzir um pulso com formato adequado para entrar em um segundo estágio de amplificação, linear, que elevará seu potencial de alguns milivolts a alguns volts (Links, 1994). Um sistema completo de contagem de cintilação é mostrado na Figura 3-3.

⁷ Um tipo de eletrodo.

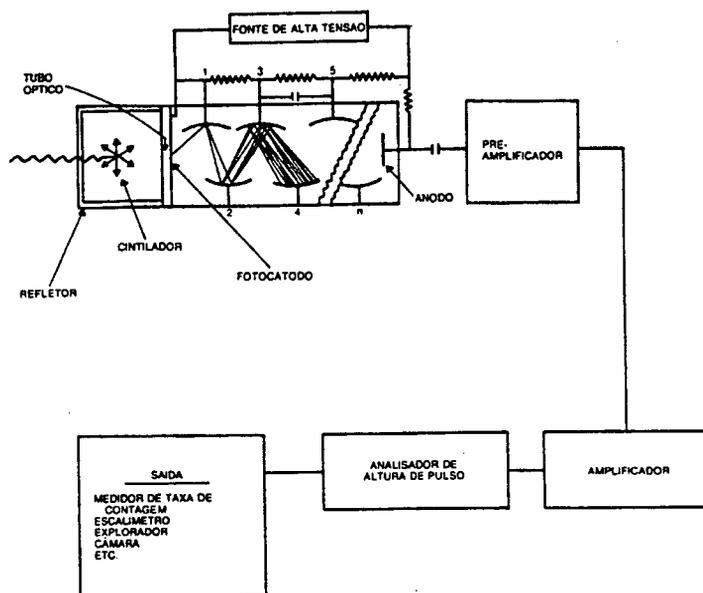


Figura 3-3: Sistema de espectrometria por cintilação, com tubo óptico acoplando o cristal ao tubo fotomultiplicador (Rocha, 1979).

3.2.3.1 Posicionamento e Energia de Eventos de Cintilação

Uma rede de resistores ou capacitores é acoplada às saídas dos tubos fotomultiplicadores para dar diferentes pesos a quatro sinais de posicionamento, derivados dos 'n' sinais de saída de cada tubo. Tais sinais de posicionamento indicam a posição do fenômeno luminoso no cristal, dada a intensidade com que foi sentida pelo conjunto de tubos, localizados em pontos específicos do plano x-y. Se não existisse tal rede de posicionamento, e somente aquele tubo com o maior pulso fosse usado para determinar a posição do fenômeno luminoso no cristal, a resolução espacial da CC seria equivalente ao diâmetro de cada tubo (Links, 1994). A Figura 3-4 ilustra o sistema de coordenadas e uma rede resistiva acoplada às saídas dos tubos para o posicionamento lógico.

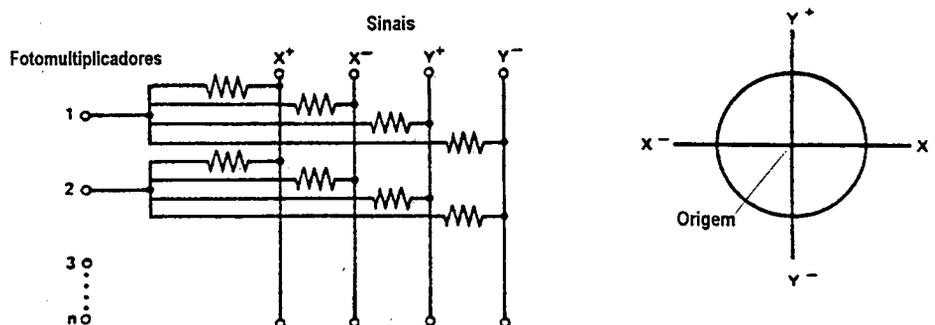


Figura 3-4: Sistema de coordenadas e rede de resistores para o posicionamento lógico de eventos (Links, 1994).

Um sistema de coordenadas é usado, com a origem (0,0), no centro do cristal. Os quatro sinais criados pela rede de posicionamento são x^+ , x^- , y^+ e y^- . Todos os tubos contribuem para a formação dos quatro sinais, de forma inversamente proporcional a sua distância à linha do sinal, de uma forma fixa e predeterminada pela rede de resistores.

A soma dos sinais x^+ , x^- , y^+ e y^- produzem o chamado pulso z , que é proporcional à energia total depositada no cristal pela interação fotônica (Links, 1994). A coordenada x da interação é dada por:

$$x = \frac{(x^+ - x^-)}{z} \quad \text{Equação 3-2}$$

Similarmente, a coordenada y é dada por:

$$y = \frac{(y^+ - y^-)}{z} \quad \text{Equação 3-3}$$

3.2.3.2 Discriminação de Energia

O colimador permite que apenas fótons viajando em uma direção predeterminada atinjam o cristal. Assim pode-se supor que uma linha reta que passe pelo

evento de cintilação, no cristal, e que atravesse o orifício colimador mais próximo, irá passar também pelo local de origem do fóton Gama, ou seja, o átomo radioativo no interior do paciente, o qual lhe deu origem. Isso é desejado, mas nem sempre acontece: por vezes há dispersões Compton no caminho do fóton. Este fenômeno degrada a resolução e o contraste da imagem formada, já que uma grande porcentagem dos fótons que atingem o cristal são desviados pelo efeito Compton (Links, 1994). A Figura 3-5 ilustra o efeito da interação Compton, bem como outros fenômenos que podem ocorrer no caminho dos fótons Gama.

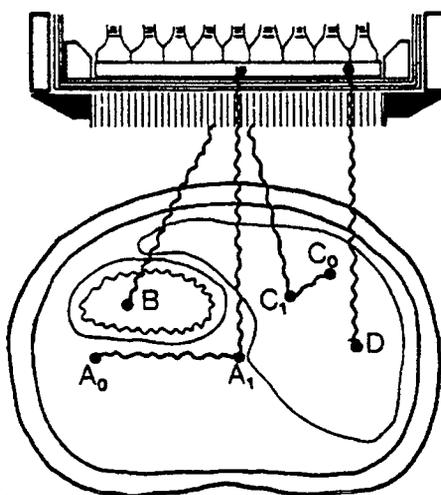


Figura 3-5: Vista em corte de um paciente hipotético e sistema colimador/cristal/tubos fotomultiplicadores. O fóton originado em A₀ é desviado em A₁ e depois detectado. O fóton B é absorvido pelo colimador. O fóton C₀ é desviado em C₁ e absorvido pelo colimador. O fóton D não é desviado, sendo detectado (Links, 1994).

O colimador, portanto, discrimina fótons baseando-se unicamente na sua direção de percurso. Deve haver um meio de se discriminar os fótons desviados dos não-desviados pelo efeito Compton. Isso é feito pelo Analisador de Altura de Pulsos (AAP), ou Analisador Espectral, que faz uso do sinal z, mencionado anteriormente, para fazer tal discriminação.

AAP traça um espectro de energia para as cintilações, que nada mais é do que um histograma das alturas dos pulsos detectados (que são proporcionais às suas energias, no eixo 'x') versus o número de pulsos com esta altura (eixo 'y'). O gráfico resultante tem as seguintes características: um largo platô, na região de alturas de pulsos mais baixas, conhecido como platô Compton, com um pico situado na região de maior altura de pulsos, conhecido como fotopico. O platô Compton representa as interações Compton ocorridas no cristal. Seu limite mais à direita (conhecido como borda Compton), representa as interações nas quais os fótons Gama depositaram a maior energia possível no cristal através do efeito Compton (desvio de 180° da direção original). O fotopico representa os raios Gama que não sofreram desvio, vindo diretamente do cristal, sem perda de energia, depositando toda ela em uma única interação fotoelétrica, ou em uma ou mais interações Compton seguidas de uma interação fotoelétrica. Como um fóton Gama não pode perder toda sua energia em uma interação Compton, existe uma separação entre a borda Compton e o fotopico (Links, 1994). Um espectro de altura de pulsos para o Césio-137 é mostrado na Figura 3-6, que também indica o cálculo da resolução energética do AAP, importante parâmetro de qualidade do equipamento. Idealmente seu valor tenderia a zero.

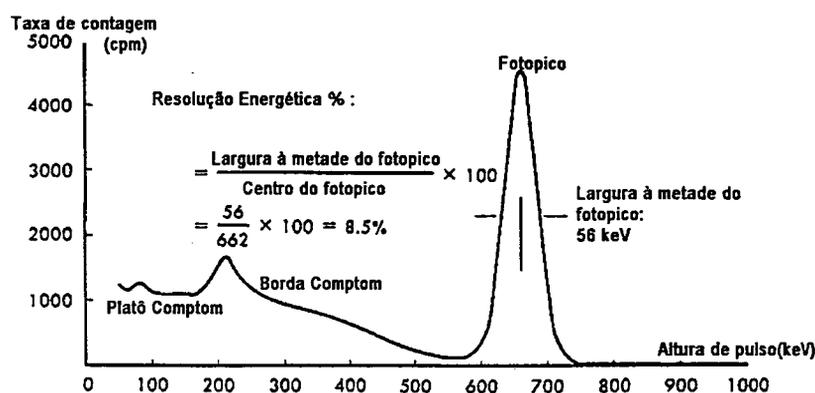


Figura 3-6: Espectro de energia para o Césio-137, indicando o cálculo da resolução energética: 8,5% (Links, 1994).

Um detector ideal deveria mostrar o fotopico como uma linha vertical localizada no eixo 'x' como tendo energia igual à energia do fóton Gama emitido pelo seu átomo radioativo de origem. Na realidade, a natureza estatística da emissão luminosa no cristal aliada à resolução energética maior que zero do AAP produz um fotopico com o formato de um sino (Links, 1994).

Portanto, para discriminar fótons baseando-se em suas energias, o AAP seleciona uma janela centrada no fotopico do espectro. Somente fótons com energias compreendidas nessa janela são interpretados pelo sistema como válidos. A janela deve ser posicionada adequadamente, para evitar problemas sérios com a qualidade de imagem, como a degradação da uniformidade da câmera. Uma janela mal centrada apresentará erro de *offset* (Links, 1994).

3.2.4 Qualidade na Formação da Imagem

As modernas CC são integradas a um computador digital; porém muitas ainda em uso são "analógicas", e fazem uso de um tubo de raios catódicos (TRC), para a formação da imagem, acoplado a um sistema fotográfico, para retenção da imagem obtida.

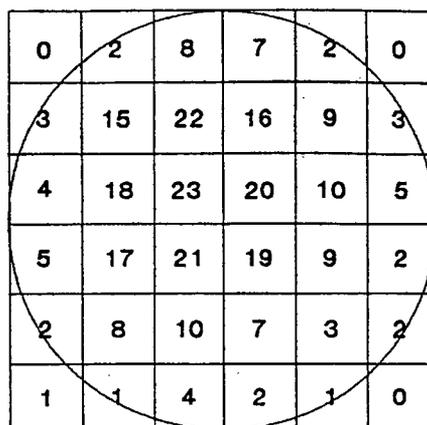
Para cada pulso z gerado pelo analisador, seus pulsos associados ('x' e 'y') são usados para posicionar um ponto luminoso na face anterior do TRC. O conjunto de pontos sobre essa face retidos ao longo do tempo produz a imagem desejada. Já que se leva um certo tempo para que toda imagem se forme, é necessário um sistema integrador com a missão de gravar a imagem em alguma superfície. Isso é geralmente feito pelo uso de uma câmera fotográfica acoplada ao TRC.

Para o entendimento da representação das imagens nos computadores digitais, que são parte integrante das modernas CC, alguns conceitos de representação digital de dados devem ser discutidos. Primeiramente, deve ser definida a unidade básica

de representação da imagem. Essa unidade é o pixel, uma palavra formada pelas letras iniciais da expressão em língua inglesa *picture element*, que significa elemento de imagem. Um pixel é a menor unidade de representação gráfica existente, e consiste em um conjunto de cintilações (contagens radioativas), agrupadas em uma pequena região do espaço. É uma forma de se discretizar a representação gráfica, e para isto corresponde a um número binário de 8 ou 16 bits (1 ou 2 bytes). Dessa forma, pode armazenar até 65.535 eventos de cintilação, no caso de pixels de 2 bytes (Christian, 1994b).

Para a formação da imagem, os sinais 'x', 'y' e 'z' devem ser convertidos em sinais digitais, através de um conversor analógico/digital (ADC), de forma que a informação de posicionamento possa ser processada pelo computador da CC, que somente trabalha com quantidades discretas. A informação de localização digital, que estará disponível no computador após o processamento, seleciona o pixel apropriado para conter aquele evento de cintilação gama, de forma que o número de eventos que ele contém fica acrescido de um. Nesse ponto, fica subentendido que o sinal 'z', agora discreto, foi submetido a uma análise espectral, baseada na janela energética escolhida, para verificar se sua energia o torna válido. Nas CC analógicas, a análise espectral é feita por um AAP próprio (Christian, 1994b).

A imagem completa consiste em uma matriz quadrada de pixels, sendo que o campo total de visão da CC está inscrito nesse quadrado, quer o campo seja circular, hexagonal ou retangular. A Figura 3-7 ilustra uma pequena matriz de 6x6 pixels, com um campo de visão circular inscrito no quadrado. As matrizes mais usadas em MN são de 64x64, 128x128 e 256x256 pixels, e suas dimensões, em pixels, dependerão do tamanho do campo de visão e da resolução da CC. O valor mais recomendado é de duas vezes a razão entre a maior dimensão do campo de visão pela resolução espacial da câmara (Christian, 1994b).



0	2	8	7	2	0
3	15	22	16	9	3
4	18	23	20	10	5
5	17	21	19	9	2
2	8	10	7	3	2
1	1	4	2	1	0

Figura 3-7: Os eventos Gama no detetor de cintilação (representado pelo círculo), são dados de entrada para uma matriz de pixels (representados por quadrados), no computador. As contagens são acumuladas por cada pixel, para armazenar a representação da imagem (Christian, 1994b).

O(s) pixel(s) com maior número de eventos recebe a maior intensidade de coloração (ou brilho), e os demais, uma quantidade proporcional ao número de eventos que ele representa. Se a Figura 3-7 estivesse representando uma fonte planar ou laminar uniforme, todos os pixels (quadrados), inscritos no círculo, conteriam o mesmo número (igual ao número de eventos detectados naquela pequena região). Um pixel de 8 bits permite o armazenamento de 255 eventos, e portanto pode conter 255 níveis de brilho diferentes. Em certos casos o número de eventos por pixel é maior que 255. Nesse caso podem ser usados pixels de 2 bytes, o que acarreta a necessidade de duas vezes mais memória somente para este sistema (Christian, 1994b).

Cores também podem ser usadas para a diferenciação. O uso de três canhões de cores (vermelho, azul e verde), cada qual com 256 níveis diferentes de intensidade, podem ser combinados para formar mais de 16 milhões de padrões diferentes de cores na tela (Christian, 1994b).

3.3 TOMOGRAFIA

Tomografia é o processo de produção de uma imagem de uma seção ou fatia de um objeto. No campo da MN, isso é feito determinando-se tomograficamente a distribuição de radioatividade em um paciente. O processo também é conhecido como tomografia computadorizada (TC) de emissão. A emissão, nesse caso, é a de fótons Gama, pelo tecido estudado. A fatia pode ser escolhida tanto horizontalmente (fatia transaxial), como verticalmente (fatia coronal ou sagital), ou ainda com um ângulo arbitrário em relação ao corpo.

Antigamente um método muito popular, no campo da MN, para produção de imagens tomográficas, fazia uso de um princípio utilizado também na TC de transmissão de raios x. Tal processo consiste em se tomar várias imagens de um objeto, sob diversos ângulos e realçar, no processamento, os pontos dessas imagens que correspondem à fatia selecionada, para formar uma imagem tomográfica. Os pontos das imagens que não interessam à formação da imagem tomográfica são atenuados ou mesmo ignorados. Tal imagem tomográfica contém, portanto, informações originadas de todas aquelas imagens utilizadas na sua formação. Hoje em dia essa técnica tem sido amplamente substituída por métodos transaxiais, como SPECT e PET (Links, 1994).

3.3.1 SPECT - Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único

A SPECT, como o nome indica, utiliza os radionuclídeos que emitem um fóton Gama único no seu decaimento, em oposição aos emissores de pósitrons, que na aniquilação, dão origem a dois fótons Gama divergentes. Sua arquitetura pode fazer uso de sistemas detetores em anel, ou CC rotativas (Links, 1994).

Os sistemas em anel consistem em detectores (geralmente cristais de NaI), dispostos ao redor do paciente. Tais sistemas são muito eficientes, porém caros. O método mais utilizado é a CC rotativa, montada em um suporte que permite translações do sistema detector de até 360° ao redor do paciente. Os sistemas iniciais utilizavam somente uma CC rotativa, mas na atualidade pode-se encontrar aparelhos com até três detectores, ou seja, três CC rotativas circularmente dispostas, que possibilitam uma melhora considerável na sensibilidade do sistema (Links, 1994).

A essência da tomografia transaxial é similar à TC de emissão de raios x: o objeto é visto sob vários ângulos, entre 0° e 180°, ou entre 0° e 360°, ao redor do mesmo. Assim as imagens são tomadas sob vários ângulos, cada uma representando uma projeção do objeto. De forma geral, o colimador de orifícios paralelos é utilizado, com as projeções sendo formadas com esta geometria (Links, 1994).

Para a reconstrução da fatia (tomografia), a partir das projeções, estas devem ser imagens unidimensionais lineares do objeto. Devem ser unidimensionais pelo fato de que a espessura das fatias é unitária (um pixel), de forma que a utilização da CC, de geometria bidimensional, permite a aquisição simultânea de dados de várias fatias contíguas. Mas aqui, os dados usados para a reconstrução de uma dada fatia são originados somente desta fatia. O processo computacional de reconstrução utiliza amplamente o algoritmo conhecido como Retroprojeção Filtrada (Martínez&Ormijana, 1994). A Figura 3-8 ilustra tal método.

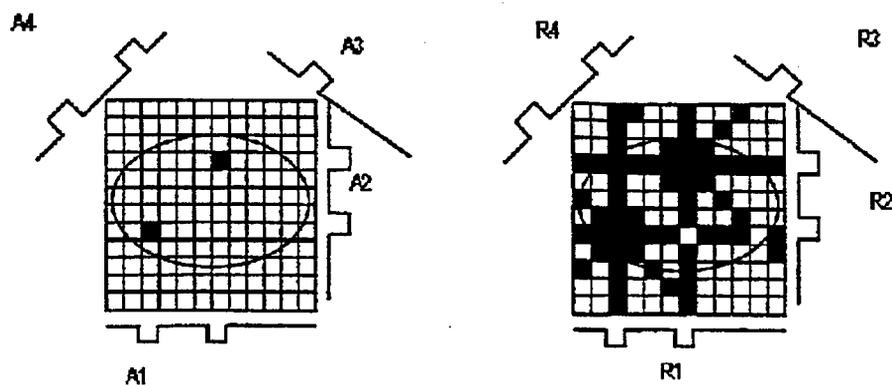


Figura 3-8: Aquisição (à esquerda) e reconstrução (direita), de imagem por SPECT, em matriz de 12x12 pixels. Tem-se 2 pontos "quentes" para aquisição, feita pelas projeções A1...A4. Na reconstrução desta imagem, pelas projeções R1...R4, observam-se outros pontos "quentes", por artefatos inerentes à retroprojeção, suprimíveis por filtragem digital (Martínez&Ormijana, 1994).

3.3.2 PET - Tomografia por Emissão de Pósitron

Nesta técnica são usados radionuclídeos emissores de pósitrons, os quais, após trafegarem por alguns milímetros na matéria, encontram elétrons, sofrendo aniquilação e emitindo dois fótons Gama com direções opostas, cada qual com 511 keV de energia, conservando momento e energia no processo. Para a detecção destes fótons, um anel de detectores de cintilação circunda o paciente, de forma que um circuito de coincidência identifica o par de detectores opostos que foram atingidos pelos fótons Gama (Sabbatini, 1997). A Figura 3-9 ilustra tal processo.

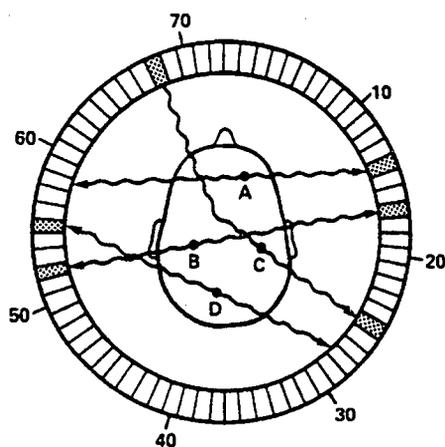


Figura 3-9: Geometria do sistema de detecção PET. O evento B representa uma detecção coincidente verdadeira, enquanto que a detecção simultânea de raios gama oriundos de A e D produzem uma detecção coincidente acidental. O evento C representa uma detecção coincidente por espalhamento (Links, 1994).

Quando dois fótons são detetados por sensores opostos, em coincidência, é sabido que o evento ocorreu ao longo da linha que os une. Assim, não há a necessidade de colimadores para discriminação direcional de fótons, o que incrementa a sensibilidade deste sistema significativamente. Para a formação da imagem tomográfica, os dados fornecidos pelas linhas de coincidência são organizados como projeções, como no SPECT, e a mesma técnica vista anteriormente de retroprojeção filtrada é usada (Links, 1994).

Os radionuclídeos utilizados comumente em PET são isótopos de elementos que ocorrem naturalmente e muito freqüentemente nas moléculas orgânicas, como o carbono-11, o nitrogênio-13, o oxigênio-15 e o flúor-18, este último substituto possível para o hidrogênio em vários casos. Assim, a síntese dos radiofármacos (substâncias traçadoras), fica simplificada e o princípio de que a modificação na molécula deve ser a menor possível é exemplarmente respeitado (Sabbatini, 1997).

A meia-vida dos elementos supracitados é muito curta, da ordem de minutos. Isto por um lado é positivo, pois permite estudos variados em um único dia, sem problemas relacionados à atividade remanescente de procedimentos anteriores. Por outro

lado, exige um ciclotron próximo ao local de exames, para a produção dos radionuclídeos, que, com poucas exceções (e.g. $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$), não podem ser produzidos pelos meios convencionais, através de geradores de radionuclídeos (Sabbatini, 1997).

O custo do ciclotron (aprox. US\$1 Milhão), juntamente com o do equipamento de PET (US\$ 2 Milhões), e elevados custos adicionais de manutenção e operação, restringem a utilização desta tecnologia (Links, 1994). No início de 1997, essa tecnologia estava disponível em pouco mais de 150 instalações de MN em todo o mundo (Sabbatini, 1997).

3.4 APLICAÇÕES CLÍNICAS DOS EQUIPAMENTOS NA MEDICINA NUCLEAR

Algumas das técnicas de diagnóstico clínico por imagens mais comuns no campo da MN são descritas a seguir:

Imagens Ósseas

A MN permite a formação de imagens de todos os ossos do corpo humano com uma simples aplicação de radiofármacos. As imagens são formadas algumas horas após a aplicação, e todo o procedimento de varredura do corpo do paciente é feito em 15 ou 20 minutos. Normalmente este estudo é comparado com outros tipos de procedimentos para se maximizar dados de diagnóstico (SCAR, 1997).

Exames ósseos devem sempre ser realizados com técnicas que envolvam radionuclídeos, pois estes expõem o paciente a muito menos radiação e proporcionam maior sensibilidade que exames de raios x (Merck, 1997).

Fígado

O exame do fígado pode ser feito em conjunto com o do baço para fornecer informações anatômicas e funcionais dos dois órgãos trabalhando em conjunto. Este procedimento é feito logo após a administração dos traçadores radioativos e é concluído em 20 ou 30 minutos. O exame em conjunto com a vesícula biliar é usado para se diagnosticar um funcionamento inadequado, ou alguma inflamação aguda da vesícula, em um procedimento de 1 a 2 horas de duração (SCAR, 1997).

Exames feitos a partir do Tecnécio-99m fornecem informações a respeito da morfologia e funcionamento do sistema reticuloendotelial do órgão (Merck, 1997).

Pulmão

Geralmente os exames de pulmão são feitos para mostrar o fluxo sanguíneo nas arteríolas e movimento do ar nas vias aéreas, este último com o objetivo de detectar coágulos sanguíneos (embolia). O exame de fluxo deve ser feito imediatamente após a injeção do traçador, que neste caso consiste em microesferas marcadas com o tecnécio-99m e o exame de movimento aéreo, após a inspiração de um gás inodoro através de uma máscara. Ambos podem ser completados em 15 ou 30 minutos (SCAR, 1997).

Coração

Há vários tipos de procedimentos diferentes nos exames de coração, que irão depender do tipo de informação que o médico procura. Os mais comuns proporcionam a visualização do fluxo sanguíneo para os músculos, medem a eficiência de bombeamento do órgão, e a existência de placas de colesterol nas artérias que irrigam o coração (SCAR, 1997).

O exame de fluxo sanguíneo para os músculos é realizado após uma intensa atividade física do paciente, em uma esteira rolante ou bicicleta ergométrica, e simultaneamente com um eletrocardiograma. O movimento das paredes do órgão pode ser

visualizado através da animação das imagens, mostrando como o coração está bombeando o sangue, e como as artérias estão irrigando o tecido muscular cardíaco neste processo. Tal exame pode ser feito também na ausência de exercício físico (SCAR, 1997).

Cérebro

Os diagnósticos por imagem do cérebro são feitos na sua maioria com técnicas de tomografia por raios x e ressonância magnética, mas recentes compostos criados para medir a atividade de receptores cerebrais e fluxo sanguíneo cerebral através de técnicas da MN têm alcançado largo uso na medicina nos últimos anos (SCAR, 1997).

Tireóide

O procedimento em MN para a glândula tireóide proporciona a visualização do funcionamento de áreas específicas do órgão, para se localizar anormalidades como inflamações, nódulos e doenças neoplásticas (SCAR, 1997).

Estômago

Estudos com o tecnécio-99m incorporado ao alimento estão cada vez mais sendo usados para se avaliar a movimentação do estômago (digestão, enchimento e esvaziamento), e descontinuidades na parede do órgão. O exame também pode ser utilizado para se avaliar intervenções terapêuticas (Merck, 1997).

Transplantes

Os radioisótopos da MN têm sido usados na monitoração de transplantes de fígado, pulmão, pâncreas e rim. Sua maior utilidade está em prover um método extremamente sensível para a detecção de rejeição renal, que se caracteriza por uma diminuição acentuada do funcionamento do órgão, mesmo que persistindo a produção de urina (Merck, 1997).

**Capítulo 4 - Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante e
Proteção Radiológica**

4. EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO IONIZANTE E PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

O estudo da energia nuclear aplicada à medicina envolve muitas grandezas físicas diferentes, e um estudo detalhado das unidades derivadas torna-se importante. A radioatividade é medida baseando-se no número de átomos que se desintegram por unidade de tempo. Duas são as principais unidades para esta grandeza: o Curie (símbolo Ci), e o Becquerel (símbolo Bq).

Marie Curie foi uma cientista pioneira no estudo da radioatividade, e deu nome à unidade Curie, que equivale a $3,7 \times 10^{10}$ desintegrações por segundo (dps). O Sistema Internacional de Unidades define o Becquerel como unidade alternativa, em homenagem a Henry Becquerel, o primeiro físico a identificar a radioatividade, em 1894. Um Becquerel é definido como a radioatividade que possui uma amostra se desintegrando à razão de 1 dps (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

A exposição está relacionada com o poder de ionização que a atividade radioativa apresenta no ar, e pode ser determinada a partir da carga iônica total produzida por unidade de volume de ar, em condições normais, pela radiação ionizante. A unidade estabelecida para esta quantificação foi o Roentgen (R), que representa a geração de uma unidade eletrostática de carga, de cada sinal, por centímetro cúbico de ar em condições normais de temperatura e pressão (CNTP). No Sistema Internacional (SI), a unidade correspondente é o C/Kg, de forma que $1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/Kg}$. Para se medir os efeitos da radioatividade na matéria sólida e líquida, e conseqüentemente nos tecidos vivos, foi criada a unidade conhecida como “dose absorvida”, que tem o símbolo rad, do inglês *radiation absorbed dose*, e definida como a energia transferida pela radiação e absorvida por unidade

de massa material. Esta unidade equivale à deposição de 100 erg de energia por cada grama de material irradiado. No SI é utilizada a unidade Gray (Gy), que tem a dimensão de J/Kg e equivale a 100 rad (Ariz, 1994).

Para considerar os efeitos que a radiação produz nos organismos biológicos, em um sentido mais amplo, que envolva tanto a energia fornecida pela radiação quanto o seu potencial de ionização na matéria viva, foi criada a “dose equivalente”, sendo o produto da dose absorvida por um fator de qualidade da radiação, que vale 1 (um) para raios x, raios Gama e Beta, 10 (dez), para nêutrons e prótons e 20 (vinte), para partículas Alfa e outras partículas carregadas. No antigo sistema de unidades radiológicas a unidade utilizada é o rem, do inglês *roentgen equivalent man*, que corresponde a 1 rad de dose Gama ou 0,1 rad de dose neutrônica. O SI definiu o Sievert (Sv), que equivale a 100 rem (Ariz, 1994).

Para o estudo dos efeitos biológicos das radiações ionizantes é necessário separar os produzidos por doses altas e doses baixas de exposição. Quando se trata de altas doses (maiores que 1 Sv, aproximadamente), os efeitos são bem conhecidos, pois estão muito bem documentados pela literatura científica nos últimos 50 anos. Exemplos podem ser encontrados entre sobreviventes e descendentes do ataque atômico americano às cidades japonesas de Hiroshima e Nagasaki, na Segunda Guerra Mundial, bem como entre acidentados em centrais nucleares ou que tenham passado por rigorosos tratamentos radioterápicos. Estudos realizados com animais também atestam os efeitos de altas doses de radiação aos seres vivos (Ariz, 1994).

Quando se trata de doses baixas de radiação (menores que 1 Sv, aproximadamente), como ocorre nos procedimentos de MN diagnóstica, tais efeitos são pouco conhecidos, pois há pouca documentação sobre o assunto. O enfoque é dado tanto

ao pessoal do público, que utiliza os serviços médicos, quanto ao pessoal profissionalmente exposto (Ariz, 1994).

4.1 EFEITOS BIOLÓGICOS

A classificação dos efeitos biológicos das radiações pode se fazer com diferentes critérios. Assim, pode-se falar em efeitos somáticos, quando são produzidos nas diferentes células que compõem os tecidos do organismo, ou em efeitos genéticos, quando a atuação da radiação se dá sobre as células relacionadas à reprodução (células germinais), afetando as gerações futuras do organismo. Os efeitos também podem ser divididos em imediatos e tardios, quando, respectivamente, se fazem sentir nas primeiras semanas após a exposição, ou depois de vários anos ou até mesmo décadas após o acidente (Ariz, 1994).

Outro conceito interessante é a classificação em efeitos estocásticos e não estocásticos. No caso dos não estocásticos, que em termos gerais são os efeitos somáticos, a gravidade e a frequência de ocorrência se acentuam com o aumento da dose, mesmo que tais efeitos não apareçam abaixo de uma dose determinada (dose limiar), característica de cada efeito. Os efeitos estocásticos têm somente sua probabilidade de ocorrência dependente da dose, e não a gravidade do efeito. O termo estocástico se refere, fundamentalmente, aos efeitos cancerígenos e genéticos que podem aparecer, inclusive, sob doses muito baixas de radiação, sem que exista uma dose limiar (Ariz, 1994).

O estudo dos efeitos da radiação podem ser realizados em três níveis: celular, de órgão ou tecido, e a nível do organismo, considerado no conjunto. A nível celular, uma maior transmissão linear de energia (TLE) dos fótons Gama faz com que o depósito de energia se efetue em um percurso mais curto, com maior possibilidade de dano. Este dano também varia em função do nível de atividade mitótica (reprodutiva), no

momento da irradiação, em função da diferenciação celular e da atividade biológica da célula. Dependendo destes fatores, pode ocorrer à célula:

1. Morte na intérfase reprodutiva, devido à ocorrência de danos irreversíveis nos sistemas metabólicos celulares.
2. Atraso mitótico, pois a radiação impede o início da mitose celular, não impedindo, no entanto, o término da mitose já iniciada, de maneira que quando cessa o efeito da radiação, pode-se observar um sincronismo na reprodução celular.
3. Falha reprodutiva, seguindo lesões irreversíveis em sistemas enzimáticos imprescindíveis para o início da mitose. Não há, no entanto, efeito global sobre a capacidade vital celular (Ariz, 1994).

Os danos aos tecidos são devidos a partículas carregadas geradas a partir da exposição à radiação. Normalmente essas partículas são elétrons energéticos, que têm a propriedade de produzir radicais livres altamente reativos, que interagem com moléculas orgânicas, quebrando e modificando as ligações químicas. Os tecidos formados por células pouco diferenciadas e com grande capacidade de reprodução, como a pele, por exemplo, são em geral mais radiosensíveis que os formados por células maduras e diferenciadas, sem capacidade de reprodução, como o tecido nervoso. A pele pode sofrer desde um simples eritema⁸ ou até necrose⁹, dependendo da intensidade da exposição (Eichling, Izzo & Moore, 1994). A Tabela 4-1 sumariza os efeitos biológicos mais comuns, originados de exposições à radiação ionizante, ocorridas em um curto período de tempo (exposições agudas), divididas por níveis de doses absorvidas.

⁸ Rubor congestivo da pele, por via de regra temporário, que desaparece temporariamente à pressão do dedo.

⁹ Morte celular em tecido ou órgão, que pode variar em extensão.

Tabela 4-1: Níveis de doses absorvidas e respectivos efeitos decorrentes mais comuns (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

Dose Absorvida (em Sv)	Efeitos mais Comuns
1000 ou mais	Inativação de substâncias vitais, levando geralmente à morte imediata.
100 a 1000	Hiperecibilidade, descoordenação motora e respiratória, danos ao sistema nervoso, com morte em 1 ou 2 dias.
9 a 100	Morte em 3 ou 4 dias devido a mudanças morfológicas ou danos ao trato gastrointestinal.
3 a 9	Geralmente, morte no prazo de 10 a 15 dias devido a alterações nas células sangüíneas e sistema hematopoiético.
2	Doenças da radiação: dores de cabeça, tonturas, sensações anormais de tato e gustação, náuseas, vômitos, diarreia, hipotensão arterial, diminuição de leucócitos e plaquetas no sangue. Após uma semana, geralmente tais sintomas cessam e há recuperação.

Existem órgãos, denominados órgãos críticos, muito importantes do ponto de vista funcional, que são afetados mais gravemente pela exposição à radiação. A medula óssea é um exemplo, sendo afetada por doses tão baixas quanto 0,5 ou 1 Gy (50 ou 100 rad). Afortunadamente, apresenta uma considerável capacidade de regeneração, para tais níveis de dose. Um outro órgão crítico é o intestino delgado, pois a seu nível ocorrem fenômenos de digestão e absorção de substâncias nutritivas, graças às microvilosidades intestinais e células especializadas da mucosa intestinal. Devido à radiação, podem ocorrer encurtamentos e achatamentos destas vilosidades, bem como um quadro geral de infecção gastro-intestinal caracterizado por diarreias, vômitos, ulceração e outras infecções a nível da parede intestinal, que pode levar a pessoa à morte se a dose for suficientemente alta (Ariz, 1994).

As gônadas são também especialmente sensíveis, e no caso do testículo, doses tão pequenas como 0,1 Gy (10 rad), podem provocar esterilidade temporária, e doses superiores a 2 Gy (200 rad), esterilidade definitiva. Os ovários são órgãos menos sensíveis, mas doses maiores que 3 Gy (300 rad), podem levar à esterilidade permanente (Ariz, 1994).

O globo ocular tem como estrutura mais radiosensível o cristalino, que pode se tornar progressivamente opaco, levando a pessoa a um quadro de catarata e até cegueira, se a dose for superior a 2 Gy (200 rad). O sistema nervoso é constituído pelos órgãos mais resistentes, devido ao seu alto nível de diferenciação celular e capacidade reprodutiva nula. Não obstante, doses de exposição muito altas provocam um quadro de edema e inflamação que pode levar à morte em um curto espaço de tempo (Ariz, 1994).

Uma dose aguda de aproximadamente 3,5 Sv causa a morte em aproximadamente 50% dos casos, no prazo de 30 a 60 dias, e é por isso conhecida como dose "LD-50" (do inglês *Letal Dose*, ou dose letal). Aqueles que não morrem, recuperam a saúde alguns meses após. Doses maiores que 5 Sv são letais em 100% dos casos, e quanto maiores, mais rapidamente a morte ocorre. Entretanto, se a dose não for aguda, mas se for distribuída em pequenas parcelas em um período de tempo muito mais longo, pode não ocorrer morte ou mesmo nenhum sintoma (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

Para doses maiores que aproximadamente 2 Sv, se define a Síndrome de Radiação, um quadro de exposição que envolve todo o organismo, em um curto espaço de tempo, com fontes externas de radiação. Do ponto de vista clínico, a resposta do paciente não é linear, mas se constitui em estágios, dos quais o primeiro consiste na aparição dos fenômenos iniciais, seguido por um período de latência, no qual o paciente aparenta estar curado, até um estágio de enfermidade manifesta, no qual os sintomas são claros e expressivos, podendo o paciente evoluir para a cura ou morte (Ariz, 1994).

Alguns efeitos, no entanto, têm a particularidade de ocorrerem tardiamente, como o câncer e efeitos hereditários. Eles são originados de doses agudas e maiores que aproximadamente 1 Sv, mas também de doses mais baixas, menores que 1 Sv e portanto incapazes de produzirem as chamadas doenças da radiação. O que se pode afirmar é que ainda hoje não há uma maneira precisa de se determinar os efeitos de níveis baixos de radiação ionizante e, para muitos efeitos, estabelecer se eles ocorrem unicamente naqueles níveis (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

A maior dificuldade reside no fato de que a maioria absoluta dos estudos concernentes aos efeitos da radiação envolvem doses de radiação maiores que cerca de 1 Sv, e o conhecimento dos efeitos a níveis mais baixos requerem um tipo de extrapolação dos resultados, desde as observações realizadas sob altas doses, até a região de doses menores que 1Sv. Isso é ilustrado na Figura 4-1. O comportamento da curva "Risco versus Dose Absorvida" próximo à origem, depende do tipo de extrapolação empregada. É prática comum se utilizar resultados de estudos extensivos e cuidadosos, em animais de laboratório, para a elaboração deste tipo de gráfico (Eichling, Izzo & Moore, 1994). A Figura 4-1 ainda ilustra duas modalidades de extrapolação: uma linear (curva 1), e outra linear-quadrática (curva 2). Na atualidade, a extrapolação linear-quadrática é a mais adotada pelos pesquisadores.

Sob níveis de exposição menores que 1Sv é muito difícil se encontrar uma relação consistente entre dose e efeito. As conseqüências da exposição são muito tardias (anos ou décadas), e um período subsequente também muito longo é necessário para se estabelecer níveis de risco. Alguns sobreviventes de Hiroshima e Nagasaki, submetidos a doses mais baixas de radiação, foram e ainda são as melhores fontes de dados para esta pesquisa, que mesmo assim gera incerteza e controvérsia a respeito dos verdadeiros riscos da exposição a doses menores que cerca de 1Sv (Ariz, 1994).

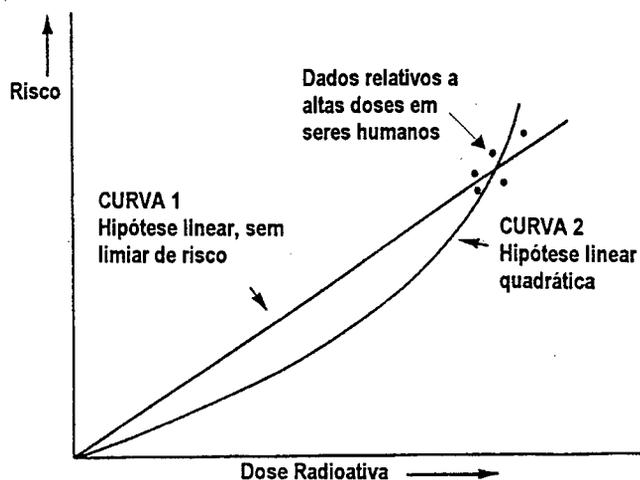


Figura 4-1: Relações entre dose radioativa recebida e risco resultante (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

4.1.1 Efeitos Genéticos e de Desenvolvimento

Mutação é uma modificação não hereditária no material genético contido nos cromossomos. São de dois tipos: dominantes e recessivas. Os efeitos das mutações dominantes aparecem normalmente na primeira geração e nas subsequentes, enquanto que os efeitos das mutações recessivas não aparecem a não ser que a criança receba um gene similarmente modificado, para uma dada característica, de ambos os pais. Pode não ocorrer por várias gerações, ou mesmo nunca ocorrer.

As mutações podem ter conseqüências que vão de imperceptíveis a fatais, e os estudos são normalmente realizados a partir de experiências com camundongos de laboratório. A susceptibilidade do ser humano é considerada igual à destes animais, no tocante ao desenvolvimento dos fatores de risco, apesar de estudos com sobreviventes de Hiroshima e Nagasaki demonstrarem que ela é menor, já que nenhum aumento considerável de anormalidades genéticas foi detectado entre seus descendentes. Apesar de ainda haver algumas divergências, a dose de 1 Sv é considerada atualmente como capaz de

dobrar, em média, a taxa de mutação nos cromossomos humanos (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

Quanto aos efeitos no desenvolvimento humano, pode-se afirmar que os efeitos clássicos que seguem uma exposição aguda intensa (maior que 250 mSv), no útero materno, são o retardo no desenvolvimento da criança, indução de anormalidades congênitas e morte pré ou neonatal. Se a dose for menor, tais efeitos clássicos não são observados. Entretanto, existem suspeitas da existência de alguns efeitos decorrentes da exposição intra uterina sob doses bem mais baixas. Tais efeitos seriam a indução de má formação congênita e desvios funcionais, durante o desenvolvimento inicial do feto, incidência aumentada de câncer na infância e possivelmente efeitos genéticos devido à irradiação nas gônadas fetais (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

4.1.2 Outros Efeitos Biológicos

Outros efeitos biológicos de relevância são a indução de catarata, efeitos na fertilidade e a indução de câncer.

4.1.2.1 Catarata

As lentes dos olhos humanos diferem de outros órgãos no sentido de que células mortas ou doentes não são removidas do seu tecido. Doses únicas de poucas centenas de rem podem causar opacidades (escurecimento da visão) no prazo de um ano. Quando a dose é fracionada no período de alguns anos, doses maiores são necessárias e a catarata aparece vários anos após a última exposição (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

4.1.2.2 Efeitos na Fertilidade

Doses de várias centenas de rem aplicadas ao testículo podem levar a uma perda permanente de fertilidade. Doses menores podem levar a uma redução do número de células espermáticas. Uma dose única de 4 Gy (400 rad) nos ovários, produz esterilidade permanente, e doses de 0,5 Gy (50 rad) podem levar a um quadro de esterilidade temporária (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

4.1.2.3 Câncer

O principal efeito somático atribuído a doses baixas e moderadas de radiação é o desenvolvimento do câncer, que pode ocorrer em vários órgãos e tecidos do corpo humano, dependendo da susceptibilidade dos mesmos à radiação ionizante. Os órgãos mais susceptíveis à carcinogênese induzida por radiação são a medula óssea, a tireóide, as mamas e o pulmão. Devido à alta susceptibilidade das mamas, as mulheres têm um risco somático maior que o dos homens, de forma que, se um homem e uma mulher receberem a mesma dose de radiação, o detrimento somático para a mulher é aproximadamente o dobro do que o é para o homem (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

A indução de leucemia por radiação é melhor percebida que outros tipos de câncer devido à natural raridade desta doença, a facilidade de sua indução pela radiação ionizante e seu curto período de latência. Entretanto, o risco combinado de surgimento dos chamados tumores sólidos (como o câncer de tireóide, pulmão e mama), excede o risco de surgimento da leucemia. O risco fatal combinado de todos os tumores é de aproximadamente $10^{-2}/\text{Sv}$, ou de aproximadamente uma chance em cem por Sv de dose radioativa de corpo inteiro. Esses valores de probabilidade são válidos para doses agudas de pelo menos 10 rem, e não devem ser estendidas a casos de exposição menor, pois a

incerteza na extrapolação do risco pode invalidar o cálculo (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

Uma interessante medida do risco é a perda média na expectativa de vida devido à radiação. É estimado que essa perda chegue a 1 dia por rem de dose equivalente de corpo inteiro (Eichling, Izzo & Moore, 1994). A Tabela 4-2 compara este valor com outras causas. É importante salientar que tais valores correspondem à realidade norte-americana.

Tabela 4-2: Perda na expectativa de vida devido a várias causas (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

Causa	Número de dias perdidos na expectativa de vida, em média
Fumar 20 cigarros por dia	2370
Peso 20% acima do ideal	985
Acidentes	435
Consumo de álcool	130
10 mSv (1 rem)/ano por 30 anos	30
Catástrofes (terremotos, enchentes, etc.)	3,5
10 mSv (1 rem)/ano de radiação ocupacional	1

Concluindo, o principal efeito somático considerado possível de ocorrer sob níveis ocupacionalmente permitidos de radiação ionizante é a indução de câncer. Porém, este risco é baixo quando comparado aos riscos de fatalidades associadas ao fumo, obesidade e álcool, por exemplo (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

4.2 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

Os princípios que norteiam os programas de proteção radiológica se baseiam no fato de que é necessário se proteger os trabalhadores dos possíveis efeitos

adversos da radiação, e ao mesmo tempo, assegurar a aplicação útil das fontes de radiação.

Na prática, isso significa que não se deve permitir que o custo de proteção exceda os seus benefícios, em termos de crescente proteção ao trabalhador.

4.2.1 Fontes de Contaminação Interna e Externa

A irradiação externa se produz quando da interação entre a radiação emitida por uma fonte externa e o corpo humano, que se encontra a uma certa distância desta fonte. A dose recebida depende da intensidade da radiação emitida, da distância ao foco emissor e do tempo de exposição à radiação. Este tipo de irradiação se produz por fontes emissoras de nêutrons, radiações x e Gama e em menor medida, de radiação Beta. A proteção normal contra tais radiações consiste no emprego de blindagens ou barreiras que impeçam a passagem das radiações. A composição e as dimensões de tais blindagens dependem da radiação, sendo o chumbo o material básico para blindar a radiação Gama (Ariz, 1994).

A irradiação interna se produz pela inalação, ingestão ou absorção pela pele de substâncias que contenham elementos radioativos, passando a fazer parte do organismo irradiado. A gravidade da contaminação interna está relacionada com o tipo de partículas emitidas pela fonte radioativa, com as características dos compostos contaminantes e com seu ciclo metabólico. Como consequência do metabolismo orgânico do radionuclídeo contaminante, este se depositará em um ou vários órgãos ou sistemas, a partir dos quais irradiará para as células e tecidos (Ariz, 1994).

Um dos critérios fundamentais da proteção contra a radiação consiste em limitar as doses recebidas pelo pessoal profissionalmente exposto e pelas pessoas em geral. Com esta finalidade a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection - ICRP*), estabeleceu limites anuais de dose, definidos como aqueles que não podem ser ultrapassados com o objetivo de que as pessoas

mais expostas à radiação não se sujeitem a um risco que se considere inaceitável, ou em outras palavras, que como consequência da recepção de doses além destes limites anuais, a probabilidade de que se possam produzir danos somáticos ou genéticos graves não seja inaceitável (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

Em todo caso, a ICRP aconselha que as medidas de proteção radiológica não se resumam a permitir que o pessoal profissionalmente exposto ou o público em geral receba estas doses limites, mas sim que as medidas de proteção a se aplicar em cada atividade ou instalação devem fazer com que as doses recebidas não só sejam inferiores a estes limites, mas tão pequenas quanto forem razoavelmente alcançáveis (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

Em síntese, a contaminação interna por radionuclídeos via ingestão, inalação ou absorção através da pele pode ser controlada com práticas simples, como:

1. Uso de roupas de laboratório ou outra roupa de proteção onde material radioativo for utilizado. Tal vestimenta não deve ser utilizada em outras áreas.
2. Uso de luvas descartáveis no manuseio de material radioativo.
3. Não fumar, comer, beber ou aplicar cosméticos onde material radioativo for utilizado ou armazenado.
4. Não armazenar comida, bebida ou objetos pessoais onde material radioativo for armazenado.
5. Não fazer sucção bucal com materiais radioativos.
6. Manter uma área de trabalho descontaminada. Realizar testes para se encontrar áreas contaminadas, semanalmente, a fim de descontaminá-las (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

Para o controle da exposição à contaminação externa:

1. Minimizar o tempo gasto no campo de radiação.

2. Maximizar a distância da fonte de radiação.
3. Utilizar barreiras ou blindagens entre a fonte e o pessoal a ser protegido (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

A minimização do tempo pode ser alcançada através de treinamento profissional com material não radioativo, até que suficiente experiência seja alcançada; por outro lado, uma tentativa de se trabalhar muito rapidamente freqüentemente leva a acidentes que aumentam o tempo de exposição.

Blindar consiste em se interpor uma barreira que absorva a radiação, entre a fonte e a área a ser protegida. Exemplos de blindagens são encontrados para seringas, embalagens de transporte e tijolos, todas feitas de chumbo. No caso das seringas, a blindagem deve estar disponível para todos que preparam ou administram radiofarmacêuticos, evitando doses desnecessárias nas mãos e olhos, sendo indispensável exceto nos casos em que seu uso interfira no processo de injeção.

A questão da exposição externa pode ser simplificada sabendo-se que aproximadamente 90% das doses recebidas pelas mãos e corpo inteiro são devidas ao ^{99m}Tc , para um procedimento típico de MN. Estudos também mostram que a mais significativa causa de exposição de corpo inteiro ao ^{99m}Tc é a radiação emitida pelo paciente durante o procedimento de imagem (Eichling, Izzo & Moore, 1994). A Tabela 4-3 mostra exposições relativas típicas na prática da medicina nuclear.

Assim, uma substancial fração da dose anual recebida é devida a uma situação: a presença do profissional de medicina nuclear próximo ao paciente no momento da produção da imagem. Tal fração pode ser reduzida pelo simples aumento da distância ao paciente ou por meio de uma blindagem entre o paciente e o profissional.

Tabela 4-3: Frações da dose anual de corpo inteiro recebidas devido a operações de MN (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

Operação	Fração da dose anual de corpo inteiro devido à operação
Preparação da dose e ensaio	10% - 15%
Injeção	10%
Imagem	75% - 80%

4.2.2 Instrumentos de Proteção

Os instrumentos de proteção radiológica podem ser divididos em três classes principais: dosímetros pessoais, instrumentos de exame portáteis e monitores de contaminação do ar.

4.2.2.1 Dosímetros Pessoais

O dosímetro de filme fotográfico consiste em uma placa de emulsão de filme fotográfico colocada entre dois absorventes (filtros), e pode ser usada para estimar tanto o nível quanto a natureza da radiação à qual o usuário foi exposto. No conjunto de absorventes existe um orifício que permite a exposição do filme à maioria das radiações ionizantes (e.g., radiação Gama, Beta, etc.), e uma série de filtros de metal e plástico. Tais monitores podem ser usados para doses tão baixas quanto 0,01 mSv (10 mrem), até altas doses, de vários Sv.

Os dosímetros termoluminescentes (TLD), utilizam um ou mais chips de um material semicondutor especial, que tem a propriedade de emitir uma quantidade de luz (luminescência), quando aquecido, proporcional à dose de radiação absorvida.

Dois tipos de câmaras de ionização de bolso são comumente usadas para monitoração pessoal. Um deles utiliza o princípio do eletroscópio, podendo acumular carga elétrica proporcional à dose recebida durante ou imediatamente após a exposição à radiação. O outro tipo, um dosímetro de leitura indireta, consiste em um voltímetro eletrostático, e requer um dispositivo de leitura especial, separado, para se determinar a exposição (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

4.2.2.2 Instrumentos de Exame Portáteis

Os instrumentos Geiger-Müller (GM) utilizam como detetor de radiação um tubo GM, e são amplamente utilizados devido ao seu baixo custo e alta confiabilidade. São leves e robustos, podendo detectar radiações Beta, Gama e raios x. Existe um encapsulamento de metal com uma janela, que quando fechada impede a passagem de radiação beta, permitindo apenas a detecção de raios x e Gama. Devido à alta amplificação do sistema, os monitores GM são capazes de detectar eventos individuais de radiação, além de poderem funcionar como contadores, fornecendo a taxa de contagem em cpm (contagens por minuto).

Os instrumentos com câmara de ionização são projetados para medir a exposição à radiação. Não são muito sensíveis, exceto os instrumentos com grande volume de ar, e freqüentemente possuem janelas para facilitar a detecção de partículas Beta.

Os instrumentos de exame por cintilação utilizam um cristal sólido de iodeto de sódio (NaI) acoplado a um tubo fotomultiplicador. Provê excelente sensibilidade, tornando-os ideais para monitorar níveis baixos de radiação, inclusive níveis de radiação de fundo (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

4.2.2.3 Monitores de Contaminação do Ar

Os amostradores com câmara de íons absorvem o ar a ser monitorado para uma câmara de íons, com fluxo constante. Na câmara, a corrente elétrica produzida pela radioatividade pode ser convertida na concentração do radionuclídeo. A concentração computada geralmente é mostrada em unidades de $\mu\text{Ci}/\text{m}^3$.

A amostragem por filtragem também deve ser realizada com fluxo constante, onde as fontes radioativas depositadas (partículas em suspensão no meio aéreo), têm sua radioatividade medida. Os filtros mais comuns são preenchidos com carvão ativado.

Os dispositivos de medida do fluxo de ar são simplesmente anemômetros adaptados para monitorar a entrada e saída de fluxos gasosos dos ambientes monitorados. Tais ambientes normalmente necessitam de pressão interna menor que a externa, para evitar o escape de gases radioativos de seu interior (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

4.2.3 Proteção Operacional

As instalações de MN no Brasil operam de acordo com regulamentações da CNEN e Vigilância Sanitária. A permissão de operação de um serviço de MN é baseada em uma série de condições e requerimentos que precisam ser satisfeitos, para a proteção dos pacientes, funcionários, público em geral e o próprio meio ambiente. É de responsabilidade do serviço de MN estar familiarizado com as condições de operação necessárias para o funcionamento da instituição onde trabalham.

4.2.3.1 *Monitoração Pessoal*

Os monitores pessoais utilizam geralmente filme fotográfico ou TLD como detetores de radiação. Podem ser utilizados para se estimar doses de corpo inteiro, doses recebidas pelos olhos, pelos dedos, etc. Tais dispositivos devem ser usados de forma que as partes do corpo mais sujeitas a receberem radiação sejam monitoradas no mínimo mensalmente.

Em áreas com altos níveis de radiação, como a sala de preparo de doses, é desejável que se utilize um dosímetro de bolso como um monitor suplementar ao filme ou TLD, já que aquele viabiliza uma leitura imediata, evitando qualquer situação de exposição não usual. Funcionárias grávidas que manuseiem radiofarmacêuticos devem sempre utilizar este tipo de monitoração, para pronta identificação de qualquer exposição elevada (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

4.2.3.2 *Bioanálise Pessoal*

O termo bioanálise se refere a qualquer procedimento utilizado para se estabelecer a quantidade de uma determinada substância em uma parte específica do corpo humano. Providências devem ser tomadas quando níveis estabelecidos como críticos são ultrapassados. Nesses casos a rotina de utilização do material radioativo deve ser revista para se determinar a causa da atividade elevada, e o indivíduo atingido é normalmente poupado de qualquer outro contato com o material contaminante (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

4.2.3.3 Colocação de Sinais e Notas de Esclarecimento

Certos sinais devem ser colocados próximos aos pontos de entrada de locais onde material radioativo seja usado ou estocado, alertando sobre o risco potencial e denotando o controle e avaliação da segurança radiológica da área. O símbolo internacional de alerta para radiações ionizantes (Figura 4-2), é o principal utilizado com esta finalidade (CNEN, 1994a).

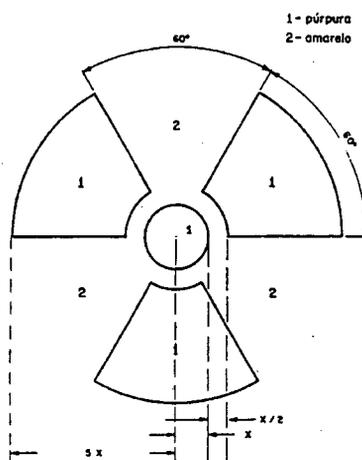


Figura 4-2: Símbolo internacional de alerta para radiação ionizante (CNEN, 1994a).

4.2.3.4 Calibração e Teste de Instrumentos de Exame

Estabelecimentos de MN devem realizar procedimentos periódicos de teste e aferição com os instrumentos utilizados no serviço, como fontes de referência, monitores e calibradores de dose. Os detalhes e periodicidades dos testes são discutidos nos Capítulos 5 e 6.

4.2.3.5 *Recebimento e Abertura de Embalagens de Materiais Radioativos*

É aconselhável que se cheque todas as embalagens de materiais radioativos recebidos, em busca de contaminação. A monitoração deve incluir a medição das taxas de

exposição junto à embalagem, e à distância de aproximadamente 1 metro desta, bem como a limpeza e procura por algum sinal de contaminação removível (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

4.2.3.6 *Monitoração de Área*

A monitoração deve ser realizada em duas modalidades: monitoração de níveis de exposição à radiação externa e monitoração de contaminação removível.

A monitoração de radiação externa deve ser realizada com um instrumento de inspeção portátil, calibrado, e as taxas de exposição observadas são lidas em unidades de mR/hr. Pode ser do tipo GM ou câmara de ionização, com faixa de leitura de 0,1 mR/hr a 1000 mR/hr. A monitoração de contaminação removível é normalmente realizada pelo exame de material retirado com papel próprio de limpeza ou cotonetes de algodão, por meio de um contador de cintilações gama. As unidades utilizadas são dadas em atividade removida por área examinada. A monitoração de área deve ser realizada ao menos uma vez por semana, no final do dia, nas áreas onde rotineiramente os radiofarmacêuticos são preparados ou administrados (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

4.2.3.7 *Remoção do Lixo Radioativo*

O principal objetivo da gerência do lixo radioativo é prevenir o contato humano com concentrações perigosas ou níveis excessivos de radiação ionizante, e pode ser alcançado através de depósitos que têm o propósito de reterem o material radioativo até que este decaia a um nível seguro de emissão radioativa, ou pela diluição e dispersão dos rejeitos na atmosfera ou em sistemas sanitários. O lixo radioativo seco gerado no âmbito da MN normalmente tem meia-vida física curta, o que facilita sua rejeição. No entanto, é prudente se armazenar rejeitos com meias-vidas de 60 dias ou mais para o decaimento

extensivo, antes de descartá-los. Os rejeitos líquidos solúveis ou dispersíveis em água podem ser lançados no sistema sanitário, desde que em pequenas quantidades, que não excedam os limites estabelecidos pela legislação.

Certos gases, principalmente o ^{133}Xe , são frequentemente liberados na atmosfera, após sua utilização. No entanto, uma alternativa mais segura é se utilizar filtros de carvão ativado antes de se liberar o gás para o meio ambiente. Periodicamente tais filtros são armazenados nos locais destinados ao decaimento extensivo, até que sua atividade decaia a níveis seguros, antes de uma nova utilização (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

4.2.3.8 Derramamentos

O acidente mais comum dentro de um estabelecimento de medicina nuclear é o derramamento de materiais radioativos (Eichling, Izzo & Moore, 1994). Notas de esclarecimento devem ser posicionadas em locais onde materiais com frascos não selados são frequentemente utilizados, e devem especificar as medidas a serem tomadas, bem como as pessoas a serem notificadas. Instruções apropriadas devem incluir os seguintes tópicos:

1. Limpar a área e notificar os presentes sobre a necessidade de evacuação do local.
2. Notificar o supervisor sobre o acidente.
3. Prevenir o espalhamento.
4. Em caso de haver grande quantidade de material derramado, chamar um especialista em proteção radiológica, ou pessoa treinada para esta finalidade.
5. As roupas contaminadas devem ser acondicionadas em sacos plásticos. Superfícies da pele, quando atingidas, podem ser limpas com um pano úmido e detergente. Não utilizar substâncias abrasivas, pois podem aumentar a absorção da pele. Utilize água

em abundância ao enxaguar, e verifique a atividade da superfície após este procedimento, com um instrumento de detecção de atividade.

6. Descontaminar a área imediatamente, utilizando-se luvas descartáveis. Começar pela periferia, reduzindo a área atingida, até o centro.
7. Utilizar um monitor de atividade com boa sensibilidade para verificar a eficiência da limpeza efetuada (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

5. TESTES PARA O CONTROLE DE QUALIDADE

As imagens médicas são utilizadas para diagnóstico, prognóstico, planejamento ou monitoração de algum tratamento médico, sendo subjetivamente interpretadas por inspeção visual ou quantitativamente analisadas com auxílio de processamento computacional. Em qualquer dos casos, o critério mais importante para avaliação da performance é a exatidão quantitativa ou diagnóstica (Links, 1994).

Para a interpretação visual, é desejável maximizar a qualidade da imagem “percebida” pelo examinador. No caso da Medicina Nuclear (MN) diagnóstica, essa percepção é influenciada pela razão sinal/ruído na imagem, que descreve a intensidade relativa entre a informação desejada e o ruído devido, entre outros fatores, à natureza estatística do decaimento radioativo. Por exemplo, considerando-se um fígado que apresente lesões frias (isto é, lesões que não estão associadas a nenhuma substância traçadora), a informação diagnóstica requerida é a definição e a delimitação dessas lesões. Tal informação é tanto melhor quanto maior for a relação sinal/ruído do sistema formador da imagem. Neste exemplo, o sinal é a diferença de atividade entre as lesões e o tecido hepático circundante. Deve ser observado que o sinal não é o fígado propriamente dito, mas o contraste (diferença na contagem de eventos), formado entre as lesões (com baixa contagem), e o restante do fígado (com alta contagem). Esse contraste é obtido pela distribuição do traçador no organismo do paciente, sendo que o sistema formador de imagem deve preservá-lo, evitando que contagens oriundas de regiões de alta atividade sejam detectadas como oriundas de regiões de baixa atividade, ou vice-versa (Links, 1994).

A interpretação dos procedimentos de MN é baseada na suposição de que a performance do sistema utilizado para a aquisição de dados, visualização e análise é

confiável e exata. Para se prover evidências de que há qualidade no diagnóstico, um programa padronizado de avaliação diária da performance do sistema é essencial.

Controle de Qualidade (CQ), é o termo utilizado para se referir à avaliação rotineira da performance dos equipamentos em MN. Primeiramente o CQ estabelece um nível base de performance, que pode ser comparado com as especificações do fabricante e outros padrões existentes. Depois tal nível base é utilizado diariamente para se monitorar a performance do equipamento. Modificações podem ser julgadas baseando-se no nível base estabelecido (performance relativa), ou em padrões ou limites existentes (performance absoluta) (Zimmerman, 1997).

5.1 TESTES DE ACEITAÇÃO, REFERÊNCIA E ROTINA

O teste de aceitação¹⁰, ou de recebimento, deve ser realizado imediatamente após a instalação do equipamento, assegurando que a performance do mesmo corresponde às especificações técnicas e de desempenho atestadas pelo fabricante, de forma que o fornecedor possa ser informado sobre qualquer dano, deficiência ou imperfeição, antes da expiração da garantia. Nenhum equipamento deve ser colocado em uso antes que o teste de aceitação tenha confirmado que ele está funcionando perfeitamente. Um equipamento que não apresente um desempenho satisfatório logo após a instalação, provavelmente nunca o fará (IAEA, 1991).

O teste de aceitação concerne à equipe de manutenção, ao representante do fabricante e a eventuais usuários do equipamento, sendo que todos estes devem se envolver na sua realização. É importante que no momento da aquisição do instrumento se estabeleça

¹⁰ O termo “teste de aceitação” é utilizado neste trabalho para se referir genericamente a um conjunto de testes.

como será realizado este teste, e quais serão as características mínimas de performance a serem atingidas no mesmo. Para o teste de aceitação de instrumentos mais complexos, como uma Câmara de Cintilação (CC), um representante habilitado do fabricante deverá estar presente para iniciar ações corretivas se as especificações não forem atingidas; caso contrário o ônus da correção poderá incidir sobre o comprador. A prática de retenção de parte do pagamento do equipamento, até que o teste de aceitação seja satisfatoriamente completado é comum em vários países (IAEA, 1991).

No momento de realização do teste de aceitação, os itens de referência devem também ser verificados, nos chamados testes de referência. Tais testes podem ser os próprios testes de aceitação, ou versões menos sofisticadas destes, mais adequadas para prover dados para os testes de rotina, que visam avaliar diariamente a performance do equipamento. Os testes de referência devem ser repetidos oportunamente, para fornecer novos conjuntos de dados de referência após uma falha maior do equipamento e seu subsequente reparo, ou após uma mudança do local de instalação. Similarmente, se algum instrumento não passou pelo teste de aceitação, por algum motivo, os testes de referência devem ser realizados com o instrumento em sua melhor condição possível, por ocasião do início dos testes de rotina, para prover um conjunto de dados de referência (IAEA, 1991).

Os testes de rotina devem ser regularmente realizados para se garantir performance ótima na utilização e determinar a extensão e o progresso de qualquer eventual deterioração desta performance com o tempo. Tais testes se dividem em duas categorias: aqueles previamente realizados como testes de referência (com frequência semanal, mensal, trimestral, anual, etc.), e os testes diários (também conhecidos como testes operacionais), realizados cada dia que o equipamento é utilizado (IAEA, 1991).

Os resultados dos testes de rotina devem apresentar resultados sucessivos comparáveis, seguindo protocolos claramente definidos. Quando apropriado, limites de

aceitabilidade devem ser estabelecidos, bem como as ações a serem tomadas quando tais limites forem ultrapassados. Os testes operacionais (ou diários), devem ser simples o bastante para poderem ser realizados em um tempo razoável (e.g., 15 minutos para uma CC), de acordo com uma seqüência definida e por uma pessoa experiente. Necessariamente, os roteiros de teste devem representar um compromisso entre o desejável e o praticável, e seus roteiros e freqüências devem levar em conta o funcionamento da unidade específica de MN, bem como a situação do equipamento (IAEA, 1991).

5.2 TESTES PARA A CÂMARA DE CINTILAÇÃO

A performance da CC pode ser afetada por mudanças ou falhas em componentes individuais do sistema ou sub-sistema, ou ainda devido a condições ambientais, como flutuações de energia, choques físicos, mudanças de temperatura, umidade, poeira e radiação de fundo. Procedimentos de teste que indiquem a presença destes fatores devem ser utilizados (Pereira&Garcia, 1998).

Os dados mais importantes para se determinar a aceitabilidade da performance de uma CC refletem os parâmetros de uniformidade de campo, resolução espacial, linearidade e sensibilidade. Tais parâmetros devem ser verificados no momento da instalação (teste de aceitação), para confirmar as especificações e prover padrões para todas as verificações posteriores, e também após eventuais manutenções executadas na CC (Links, 1994).

Duas definições são importantes quando se trata de testes de qualidade para CC: testes intrínsecos são aqueles que envolvem a medição da performance da CC sem a presença do colimador, enquanto que os testes extrínsecos permitem a avaliação de todo o sistema, inclusive o colimador. Tais testes serão essenciais para a avaliação da performance da CC com relação a vários parâmetros de qualidade de imagem.

5.2.1.1 Testes Intrínsecos

Nos testes intrínsecos normalmente se posiciona uma pequena fonte pontual de um radionuclídeo específico a uma distância de aproximadamente cinco vezes o diâmetro do campo de visão útil da CC (sigla em inglês: UFOV, *Useful Field of View*), para se obter um campo de radiação uniforme através do cristal. Cuidados devem ser tomados para se evitar a contaminação com o radionuclídeo utilizado ou mesmo danos físicos ao equipamento. A vantagem deste tipo de teste está na facilidade com que se obtém campos de radiação uniformes com uma pequena quantidade de radionuclídeo do tipo utilizado em estudos clínicos (Links, 1994).

5.2.1.2 Testes Extrínsecos

Para os testes extrínsecos é colocado junto ao colimador um fantoma planar com distribuição uniforme de radiação. Dois tipos de fantasmas planares são comumente utilizadas: discos de Lucite¹¹, impregnados uniformemente com ⁵⁷Co, ou fantasmas plásticos planos preenchidos com um líquido (geralmente água), que contenha o radionuclídeo de teste em solução. Estes últimos permitem a reposição periódica da solução, que deve ser feita conforme a meia-vida do radionuclídeo utilizado. Tais fantasmas são ditos de emissão, pois literalmente emitem a radiação a ser detectada. O líquido que o preenche deve conter a substância traçadora uniformemente distribuída, caso contrário a uniformidade de campo será comprometida, levando a uma falsa suspeita de mal funcionamento da CC. Nestes casos, recomenda-se girar de 90 graus o fantoma e obter-se uma nova imagem. Se o padrão de não uniformidade também girar de 90 graus, ela é

¹¹ Um tipo de material plástico.

devida ao fantoma, e não ao sistema formador da imagem. Qualquer modificação no padrão entre imagens indica má uniformidade no fantoma utilizado (Links, 1994). A Figura 5-1 ilustra os testes intrínseco e extrínseco.

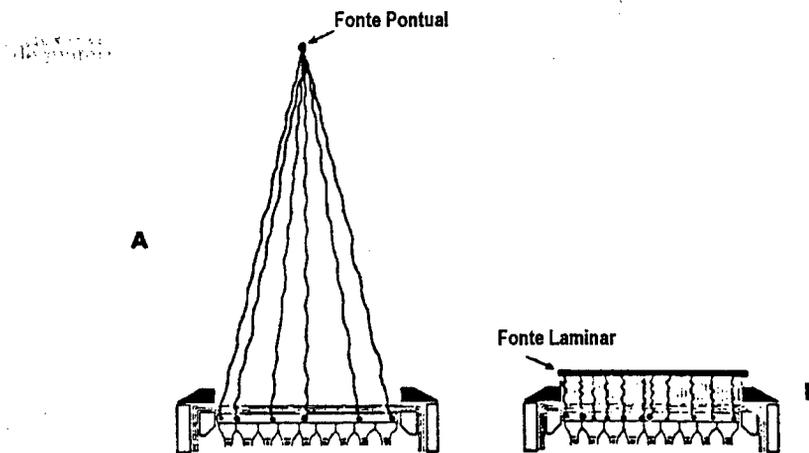


Figura 5-1 – Realização de testes intrínseco, em 'A', com fonte pontual, e extrínseco, em 'B', com fonte laminar (Links, 1994).

5.2.1.3 Fantomas Utilizados no Controle de Qualidade

Fantomas são modelos utilizados para a simulação de formas e padrões de teste, podendo ser divididos em duas categorias principais: fantomas de transmissão e de emissão. Fantomas de transmissão são aqueles que não emitem radiação, mas a transmitem com um padrão específico. Muitos destes fantomas foram desenvolvidos para se testar a resolução e a linearidade de CC, sendo que vários obtiveram aceitação ampla no mercado. Um fantoma ideal permite a aquisição de uma imagem que avalie simultânea e exatamente os padrões de resolução espacial, linearidade e distorção espacial (mal posicionamento de eventos). Dois critérios devem ser obedecidos na escolha do fantoma: primeiro, o tamanho e o espaçamento entre os orifícios ou barras do fantoma devem exigir a máxima capacidade de resolução do equipamento. Segundo, o mesmo padrão de orifícios ou barras

deve ser usado em todo o campo de visão da CC, mesmo que para isso se faça necessária a rotação do fantoma (Links, 1994).

Três dos mais comuns fantasmas de transmissão utilizados no CQ estão ilustrados na Figura 5-2.

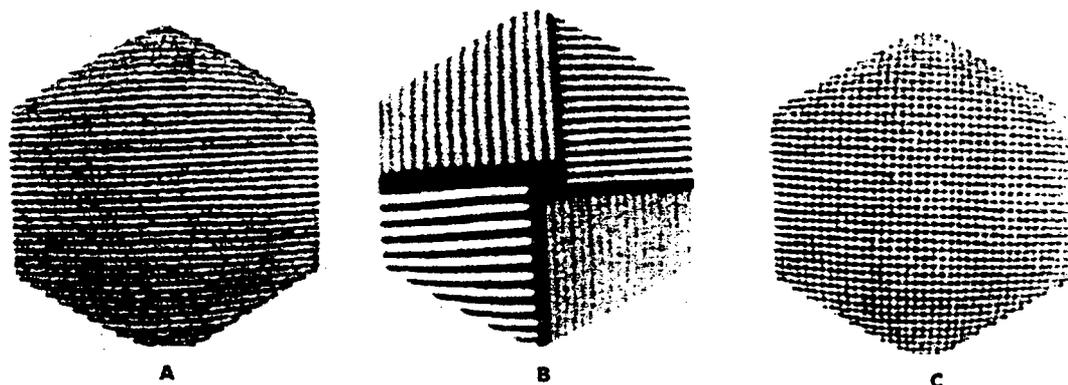


Figura 5-2 – Fantasmas de transmissão: A: Fantoma de linhas paralelas igualmente espaçadas (LPIE); B: Fantoma de quatro quadrantes; C: Fantoma de orifícios ortogonais (Links, 1994).

O fantoma de linhas paralelas igualmente espaçadas (LPIE), consiste de barras de chumbo que têm a mesma largura e espaçamento, envolvidas em lucite. Duas imagens de transmissão tomadas 90 graus uma da outra permitem a avaliação da resolução espacial, linearidade e distorção espacial para toda a área do detetor.

Quatro diferentes padrões de barras e espaçamentos são utilizados no fantoma de quatro quadrantes de barras. As barras nos quadrantes são orientadas formando 90 graus entre as barras do quadrante vizinho, e os espaços e barras em cada quadrante são paralelos e iguais. A medição da resolução para toda a região detetora requer o posicionamento do fantoma sob diferentes ângulos.

O fantoma de orifícios ortogonais consiste em uma placa de chumbo na qual linhas e colunas espaçadas por orifícios de igual diâmetro são arranjadas sob ângulos retos. Para estes fantasmas, uma única imagem permite a avaliação da resolução espacial, linearidade e distorção espacial para toda a área detetora.

Fantomas de emissão, como já mencionado, são fontes radioativas planares que possuem uma distribuição uniforme do radionuclídeo de teste, sendo geralmente utilizados nos testes extrínsecos, que envolvem o sistema colimador/cristal (Links, 1994).

5.2.1.4 Radionuclídeo

O radionuclídeo utilizado deverá apresentar energia de emissão semelhante, senão idêntica à normalmente utilizada nos procedimentos de imagem. Devido à larga utilização de radiofarmacêuticos marcados com o ^{99m}Tc , os radionuclídeos mais comumente utilizados nos testes são o próprio ^{99m}Tc e o ^{57}Co , de energia semelhante. Há vantagens e desvantagens para cada um: o ^{99m}Tc apresenta a vantagem de ter custo mais baixo, mas sua curta meia-vida (6 horas), requer reposição diária. O ^{57}Co tem maior custo, porém sua meia-vida de 271 dias permite longo uso antes de sua substituição, além de facilitar os testes diários de sensibilidade (Links, 1994).

5.2.1.5 Janela de Energia e Posicionamento do Fotopico

A janela de energia consiste nas seleções inferior e superior de energia fotônica. Ela deve ser escolhida para o radionuclídeo utilizado, com o fotopico centrado na mesma (posicionado com sua energia exatamente entre os limites mínimo e máximo). Se este procedimento for feito manualmente, deverá ser registrado, pois é absolutamente essencial que o posicionamento do fotopico esteja correto, caso contrário todos os parâmetros de qualidade serão afetados adversamente, principalmente a uniformidade. Como a janela de energia tem uma largura finita, alguns fótons desviados podem ser aceitos pelo AAP. Como exemplo, fótons de 140 keV podem ser desviados 50 graus por efeito Compton e ainda serem aceitos pelas usuais janelas de 20%. O ajuste do fotopico para a qualidade da imagem é vital, pois uma janela com fotopico mal posicionado pode

degradar a uniformidade, como resultado da melhor sensibilidade óptica na região imediatamente abaixo dos fotomultiplicadores (Links, 1994). A Figura 5-3 ilustra a consequência de um mal ajuste de fotopico, nas imagens formadas.

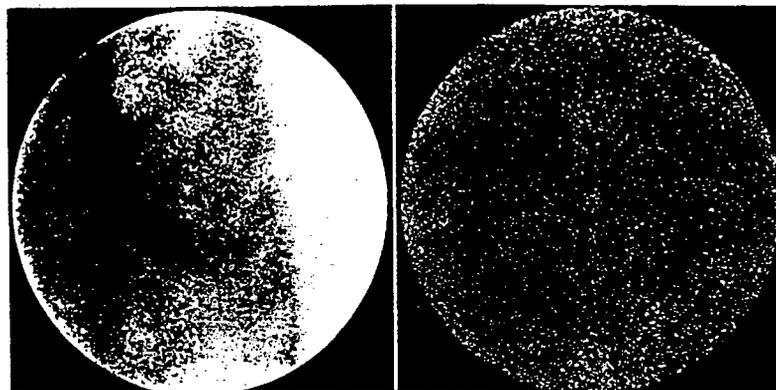


Figura 5-3 – Seleções inapropriadas de fotopico, causando perda de uniformidade (Links, 1994). As imagens apresentam pontos “quentes” (regiões em branco), irregularmente distribuídos no campo de visão da CC.

5.2.1.6 Orientação da Imagem

A orientação geométrica deve permanecer constante para as imagens de controle de qualidade, de forma que a mesma área detetora tenha sempre a mesma posição correspondente na imagem. Este cuidado é importante na avaliação da degradação gradual em uma área particular do detetor (Links, 1994).

5.2.1.7 Intensidade

O uso diário da mesma intensidade luminosa para o tubo de raios catódicos, por ocasião da formação das imagens de uniformidade de campo, é importante sob o ponto de vista de comparação da densidade de contagens, assegurando que as intensidades utilizadas para os estudos clínicos permanecem válidas. Quando a mesma intensidade ajustada para o tubo de raios catódicos não reproduz a mesma densidade de imagem, as

causas mais prováveis de falha são: ruído eletrônico, tubos muito velhos ou ainda problemas com a processadora de filmes (Links, 1994).

5.3 PARÂMETROS DE QUALIDADE DE IMAGEM

A Tabela 5-1 reúne os mais importantes parâmetros de qualidade, e também traz recomendações sobre as frequências de realização dos respectivos testes de aferição e os limites máximos de aceitabilidade dos resultados, dados como percentuais de desvio relativos ao estabelecido no teste de aceitação (em %), ou como valores absolutos de variação da grandeza em análise (em mm ou % abs.). Alguns testes sugeridos são intrínsecos (I) ou extrínsecos (E). Todos os limites devem ser adaptados à realidade local, especialmente os de análise subjetiva.

Tabela 5-1: Sumário dos parâmetros de CQ, frequências e limites de aceitabilidade. Na tabela, I=teste intrínseco e E=teste extrínseco (Graham, 1996; CNEN, 1997 e IAEA, 1991 apud Pereira&Garcia, 1998).

Parâmetro	Frequência	Limite
Uniformidade de Campo(I)	Diária	20%
Uniformidade de Campo(E)	Semestral	5% (abs.)
Resolução Espacial (I)	Semanal	4 mm
Linearidade Espacial	Semanal	Subjetivo
Sensibilidade	Semestral	10%
Resolução de Energia	Semestral	8% (abs.)
Taxa de Contagem	Semestral	20%

5.3.1 Uniformidade de Campo

A medição mais básica de um programa de CQ, é a de uniformidade de campo, cuja deficiência é resultado quase sempre de distorções espaciais ligadas ao mal posicionamento dos eventos de cintilação, por parte do sistema fotomultiplicador (tubos

mal ajustados, flutuações de ganho de pré-amplificadores, etc.) (Links, 1994 apud Pereira&Garcia, 1998). Do ponto de vista do CQ, o teste de uniformidade é o mais sensível indicativo de operação correta da câmara, devendo ser realizado de forma intrínseca e extrínseca (Graham, 1996 apud Pereira&Garcia, 1998).

Nos testes extrínsecos, o colimador deve permanecer instalado na CC, e uma fonte planar com uma taxa de emissão não superior a 20.000 cps deve ser posicionada no centro do detetor. Aconselha-se cobrir a superfície do colimador ou a fonte com plástico, para se prevenir contaminações. Imagens de 2 a 5 milhões de pontos devem ser formadas, sendo que para detetores maiores, um maior número de pontos se faz necessário (Links, 1994).

Se o equipamento dispõe de sistema automático de correção de uniformidade, imagens devem ser formadas com e sem o auxílio de tal correção. Além disso, todo o procedimento, incluindo o posicionamento do fotopico, intensidade do tubo de raios catódicos, contagem total e tempo de formação da imagem deve ser registrado (Links, 1994).

Para os testes intrínsecos, o colimador é retirado, com extremo cuidado, para se evitar danos físicos ou contaminação radioativa do cristal. A fonte pontual utilizada deve possuir taxa de emissão não superior a 20.000 cps, podendo estar posicionada acima ou abaixo do detetor (Links, 1994).

Para se evitar o fenômeno conhecido por *Edge Packing*, que consiste na presença de uma área de brilho maior nas bordas da imagem, posiciona-se um anel de chumbo de tamanho apropriado em toda a borda da câmara, se o equipamento já não dispõe de um sistema de correção. Os demais procedimentos são iguais aos do teste extrínseco (Links, 1994).

5.3.2 Resolução Espacial

A habilidade do sistema em detectar pequenas anormalidades, manifestadas como diferentes concentrações de radionuclídeos nas imagens, é dada pela resolução espacial. Sua degradação é causada basicamente por ruído eletrônico nos tubos fotomultiplicadores, erros de conversão A/D, mal ajuste dos sinais posicionais 'x' e 'y' ou pela deterioração do cristal (Links, 1994 apud Pereira&Garcia, 1998).

O processo mais comum de teste consiste em se produzir imagens de padrões de barras paralelas, com os fantasmas de transmissão de quatro quadrantes, sendo que um dos quadrantes deverá solicitar a máxima capacidade de resolução da câmara. A posterior análise e estimativa da menor barra visível possibilitará uma estimativa da resolução espacial. Tal procedimento deverá ser realizado para as quatro posições do fantoma, cada qual girada de 90 graus em relação a precedente, mais quatro posições com o fantoma invertido, totalizando oito imagens. Este último procedimento permitirá avaliar a resolução espacial nas direções X e Y (Graham, 1996).

Os fantasmas LPIE podem simplificar o teste, com a necessidade de apenas duas imagens (nas direções X e Y), desde que o espaçamento de suas barras solicite a máxima capacidade de resolução espacial da câmara. Alguns fantasmas possuem este espaçamento regulável, através de espaçadores (Graham, 1996).

Atenção especial deve ser dispensada aos artefatos do tipo "Moiré", que podem ocorrer devido à superposição dos padrões de barras do fantoma e do colimador, nos testes extrínsecos, ou mesmo nos testes intrínsecos em câmaras digitais com pouca resolução, com matrizes menores que 512x512 pixels (Graham, 1996).

5.3.3 Linearidade Espacial

O parâmetro linearidade está relacionado à habilidade do sistema em reproduzir uma fonte linear de atividade¹² como uma imagem linear, e a melhor forma de avaliá-la é por comparação com o teste de aceitação. As modernas CC dispõem de circuitos especiais para correção de não-linearidades em tempo real, sendo que se a não-linearidade é de suficientemente magnitude, pode ser detectada por inspeção dos testes de resolução espacial, realizados com fantasmas LPIE ou de quatro quadrantes (Graham, 1996 apud Pereira&Garcia, 1998).

Tal análise, contudo, não é simples, pois há muita variação na linearidade de CC entre fabricantes e mesmo entre produtos de um mesmo fabricante, ou ainda devido ao tempo de uso da CC, sendo por isso aconselhada a comparação com o valor encontrado no teste de aceitação. Normalmente a linearidade é pior sob altas taxas de contagem, bem como sob os modos de operação da CC para altas taxas de contagem. Imperfeições em uma linha reta tão pequenas quanto 0,4 mm podem corresponder a uma perda de 8% na uniformidade, em uma imagem de campo plano. De fato, a não-uniformidade é um indicativo mais sensível de provável não-linearidade que a inspeção visual de imagens de padrão de barras, pois os fantasmas de teste são muito insensíveis à não-linearidades (Graham, 1996).

5.3.4 Sensibilidade

Modificações na sensibilidade de uma CC são relativamente incomuns, mas testes devem ser realizados a cada seis meses, no mínimo. Existem vários métodos para sua

¹² Átomos radioativos distribuídos ao longo de uma linha reta.

aferição, sendo que o teste de uniformidade de campo com fonte pontual pode ser programado de forma a fornecer dados acerca da sensibilidade intrínseca da CC. Cuidados especiais, como a manutenção de uma distância constante entre fonte e detetor, medição cuidadosa da atividade da fonte, correção para o decaimento e subtração da radiação de fundo devem ser tomados. Os resultados são normalmente dados em unidades de cps/ μ Ci (Graham, 1996).

Se uma fonte planar de ^{57}Co for utilizada no teste de uniformidade, a sensibilidade do sistema (sensibilidade extrínseca), poderá ser avaliada, pois seu nível de atividade pode ser facilmente acessado. Aqui também a radiação de fundo deve ser subtraída da contagem total, e o mesmo colimador deve sempre ser utilizado (Graham, 1996). A utilização de multicâmaras pode aumentar consideravelmente a sensibilidade da CC.

5.3.5 Resolução de Energia

O termo resolução apresentado neste trabalho procura expressar a capacidade do sistema formador de imagem em resolver, ou distinguir, entre dois eventos separados no espaço, no tempo ou com relação às suas energias. A resolução energética é o indicativo da capacidade de discriminação fotônica do analisador de altura de pulsos, baseada na energia dos fótons incidentes. Trata-se de um parâmetro que varia bastante entre os fabricantes, sendo que na maioria dos equipamentos sua medida não pode ser feita com grande exatidão. Os testes de controle de qualidade de rotina não incluem normalmente este procedimento, mas recomenda-se que sua medição seja realizada ao menos a cada seis meses (Links, 1994 apud Pereira&Garcia, 1998).

5.3.6 Taxa de Contagem

A taxa de contagem expressa a capacidade da CC em responder rapidamente às variações dos níveis de radiação, ou em outras palavras, expressa a resolução temporal do sistema. A taxa de contagem é eventualmente analisada de maneira subjetiva, pois há ocasiões em que toda a atividade está no campo de visão ao mesmo tempo, como ocorre por exemplo em estudos cardíacos, exigindo-se altas taxas de contagem, e em outras não (Links, 1994 apud Pereira&Garcia, 1998).

O princípio de medição da taxa de contagem está em se medir a atividade de duas fontes distintas, separadamente e depois em conjunto, e a partir da diferença dos resultados, deduzir-se a resolução temporal da CC, dada como tempo de resolução (ou tempo morto). Com o tempo de resolução, deduz-se a taxa de contagem da CC, sendo que este procedimento deve ser feito para a CC e para o computador, se estes forem separáveis. Uma diferença significativa pode ser encontrada entre esses dois tempos, especialmente em equipamentos mais antigos. A atividade das duas fontes combinadas deverá ser a correspondente à taxa de contagem observada para perda por coincidência de 20%, conforme dados do fabricante. Além disso, as atividades das duas fontes não devem diferir por mais de 10%. O ambiente deve ser isento de elementos que desviem a trajetória dos fótons, e as fontes devem ser posicionadas a pelo menos um metro do detetor (Graham, 1996).

A Figura 5-4 mostra imagens de fantasmas com problemas de uniformidade, resolução espacial e taxa de contagem (ou resolução temporal). Nesta figura, a imagem em 'A' idealmente seria uniformemente escura; em 'B', seria possível distinguir as barras do fantoma de quatro quadrantes (em preto), e em 'C', este mesmo fantoma deveria se apresentar com mais contraste.

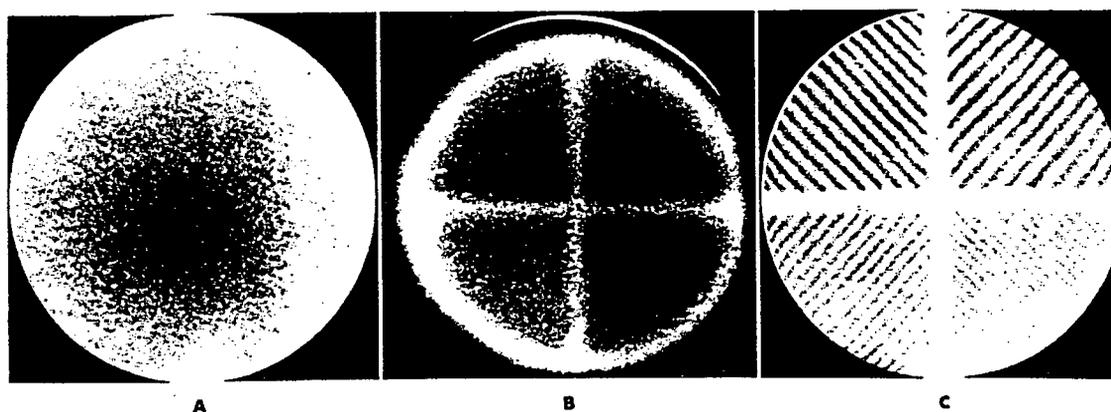


Figura 5-4 – A: imagem com má uniformidade. B: imagem com excessiva perda de resolução espacial. C: imagem do mesmo fantoma de B, feita por CC com baixa taxa de contagem (Links, 1994).

5.4 ENSAIOS E TESTES PARA OS EQUIPAMENTOS DE SUPORTE

Os equipamentos de suporte aos exames de MN, quer sejam os destinados à verificação de contaminações no ambiente, taxas de exposição do pessoal envolvido nas atividades de medicina nuclear ou ainda aqueles que determinam as doses administradas aos pacientes devem fazer parte do programa de CQ, pois respondem pela segurança, indicando a presença de níveis nocivos de radioatividade no ambiente de trabalho, bem como pela qualidade dos exames realizados.

5.4.1 Monitores de Taxa de Exposição e de Contaminação de Superfície

Os monitores de taxa de exposição e de contaminação de superfície, a partir de agora genericamente designados “monitores de inspeção”, são parte essencial do programa de CQ. Requerem calibração anual da exatidão e testes diários de constância, com padrões de radionuclídeos de longa meia-vida.

5.4.1.1 Exatidão

A calibração dos monitores de inspeção para exatidão é realizada em dois pontos diferentes da faixa de leitura do instrumento. Os dois pontos devem ser escolhidos aproximadamente a um terço e a dois terços do fundo de escala. A Equação 3-1, que relaciona a taxa de exposição com a atividade da fonte, é utilizada para se comparar os valores calculados com os medidos com o uso de fontes padronizadas (com exatidão de no mínimo 5%). Os pontos calculados são plotados contra os pontos que resultaram de medição, e a linha resultante possibilitará a determinação da exposição verdadeira a partir da leitura feita com o instrumento, conforme pode ser visto pela Figura 5-5 (Links, 1994).

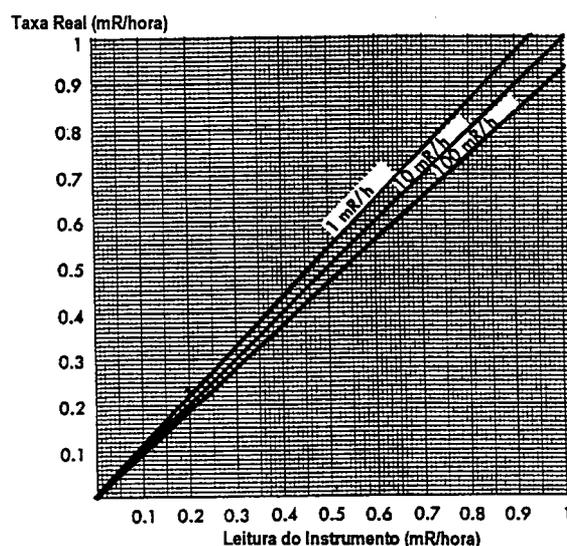


Figura 5-5: Gráfico de calibração de monitor de inspeção. Pode-se visualizar três curvas de calibração, feitas com três fundos de escala. A partir da leitura do instrumento, obtém-se a taxa real de atividade (Links, 1994).

O gráfico de calibração deve ser reduzido e fixado no corpo do monitor, de forma a possibilitar eventuais correções dos valores fornecidos pelo instrumento. No entanto, a taxa de exposição indicada não deve diferir da taxa de exposição calculada por mais de 20%, caso contrário o monitor deve ser encaminhado para manutenção (Links, 1994).

5.4.1.2 Constância

Uma fonte radioativa de longa meia-vida deve ser utilizada para a checagem da constância do monitor de inspeção. A medição inicial da atividade da fonte é feita por ocasião da calibração, devendo ser cuidadosamente anotada no corpo do instrumento. A fonte deve ser monitorada com a mesma geometria de medição, cada dia que o instrumento for utilizado, após troca de baterias, ou ainda após uma eventual manutenção realizada. Se a contagem se desviar por mais de 10% dos valores esperados, o instrumento deve ser recalibrado (Links, 1994).

5.4.2 Curiômetros ou Calibradores de Dose

A exatidão das doses de radiofarmacêuticos administrados aos pacientes depende da performance do calibrador de dose. Um programa de garantia de qualidade mínimo para os calibradores de dose consiste em uma série de procedimentos que objetivam verificar sua exatidão, linearidade, dependência geométrica e constância (Williams, 1997). Os valores considerados máximos para o desvio dos valores encontrados para os esperados, em qualquer das modalidades de teste, se situa na faixa de mais ou menos 5 a 10% de desvio. Os testes essenciais para o calibrador de dose e suas respectivas frequências estão listados na Tabela 5-2.

Tabela 5-2: Testes para o calibrador de dose e suas respectivas frequências (Williams, 1997).

Teste	Frequência
Exatidão	Na instalação e anualmente
Constância	Diariamente
Linearidade	Na instalação e trimestralmente
Calibração Geométrica	Na instalação; após reparo, recalibração ou remoção do instrumento

5.4.2.1 Exatidão

Este teste tem o objetivo de atestar que o curiômetro fornece leituras corretas em toda escala utilizada. Padrões de baixa, média e alta energia (normalmente ^{57}Co , ^{133}Ba ou ^{137}Cs e ^{60}Co , respectivamente), são medidos no curiômetro, com a seleção apropriada do radionuclídeo. O valor da atividade, bem como a data e a hora da aferição, indicadas no rótulo do radionuclídeo, provê dados para a correção da atividade do radionuclídeo no momento do teste, a partir da correção para o decaimento. O padrão é então ensaiado no calibrador de dose, e os valores padrão e medido são comparados e anotados, sendo que não devem diferir por mais de 10%, para mais ou para menos (Karesh, 1996).

5.4.2.2 Constância

Este teste determina a precisão do instrumento, e é utilizado para mostrar que valores reproduzíveis são obtidos a cada dia de uso, para todos os isótopos utilizados. Uma fonte de longa meia-vida, geralmente o ^{137}Cs (meia-vida de 30 anos), é colocada no calibrador de dose. A atividade é então medida com o instrumento ajustado para este radioisótopo, e para as demais seleções de radioisótopos do instrumento. As leituras com a

seleção no curiômetro para o ^{137}Cs serão corretas, e para as demais seleções, incorretas. Porém, o que se deseja encontrar são as mesmas leituras incorretas a cada vez que o teste é realizado (Links, 1994).

Para a visualização diária da constância, é recomendado que a cada mês se produza um gráfico (Figura 5-6), com os níveis diários encontrados para a atividade (Links, 1994).

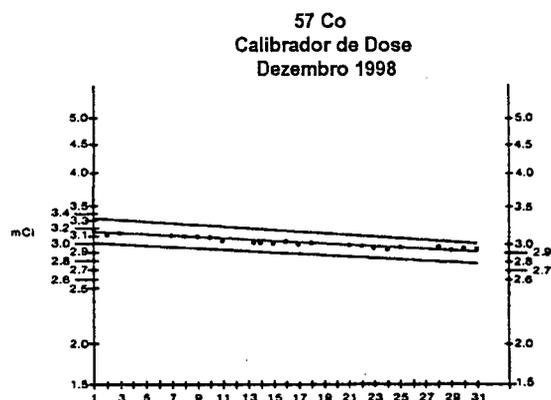


Figura 5-6: Gráfico com níveis diários de atividade medidos pelo calibrador de dose, para teste de constância.

As linhas superior e inferior correspondem aos limites de mais ou menos 10% de erro (Links, 1994).

No primeiro dia, faz-se a leitura da atividade, com a marcação do ponto correspondente. A partir deste ponto, é desenhada uma reta com inclinação correspondente ao decaimento do radionuclídeo, e as retas paralelas acima e abaixo, indicando o limite máximo de desvio de mais ou menos 10%. As leituras diárias posteriores de atividade devem se situar dentro destes limites, caso contrário o instrumento deve ser encaminhado à manutenção (Links, 1994).

5.4.2.3 Linearidade

Teste utilizado para se verificar a resposta linear do curiômetro para valores de atividade que vão do microcurie ao milicurie. Uma fonte de alta atividade de ^{99m}Tc (50

a 300 mCi) é medida em um tempo T_0 e em intervalos constantes num prazo de 48 horas. Pela constante de decaimento para o ^{99m}Tc , é possível se determinar os valores de atividade para as medições subseqüentes, e comparar os valores esperados com os obtidos com o instrumento. A faixa de variação da atividade nesse período de 48 horas (correspondente a aproximadamente 8 meias-vidas do ^{99m}Tc), permitirá a verificação da linearidade do instrumento para toda a faixa de utilização do equipamento (Karesh, 1996).

5.4.2.4 Calibração Geométrica

Este teste tem o objetivo de mostrar que medições corretas podem ser obtidas qualquer que seja o tamanho da amostra ou sua geometria. Um mililitro de ^{99m}Tc em uma seringa de 10 ml (atividade: 25 mCi), é medida no curiômetro e o valor registrado. A atividade é então diluída em água em soluções de 2 ml, 3 ml, 5 ml e 10 ml. Em cada um desses casos deve ser realizada a leitura e os valores devem ser registrados. Se o instrumento indicar valores substancialmente diferentes, ele apresenta dependência geométrica. Nesse caso, idealmente o fabricante deve ser notificado e o instrumento substituído. Caso o usuário deseje utilizar o curiômetro nessas condições, correções nos valores obtidos deverão sempre ser feitas (Karesh, 1996).

5.5 ENSAIOS E TESTES PARA PROCEDIMENTOS TOMOGRÁFICOS

Os procedimentos tomográficos requerem um tratamento particular dentro do programa de CQ. A Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único – SPECT, demanda a realização de procedimentos rigorosos de avaliação de qualidade. Como um exemplo, a tolerância de uniformidade extrínseca para SPECT se situa na faixa de mais ou menos 1%, enquanto que para procedimentos planares esse valor pode se estender até variações de mais ou menos 5% na uniformidade extrínseca. Além disso, a

questão de alinhamento da superfície do conjunto colimador/cristal com o eixo de rotação do sistema, e o alinhamento da matriz de imagem computacional com o eixo de rotação são fatores críticos (Links, 1994).

5.5.1 Controle de Qualidade para Sistemas SPECT

Os pontos mais importantes para o controle de qualidade em SPECT são: alinhamento e centro de rotação, uniformidade e análise dos fantasmas utilizados.

5.5.1.1 Teste de alinhamento e determinação do centro de rotação

O sistema de coordenadas da câmara (X, Y e Z), deve estar corretamente alinhado com o eixo de rotação do conjunto formador de imagem. O eixo de rotação imaginário dos sistemas SPECT está ilustrado na Figura 5-7. À medida que a câmara se move em uma órbita circular, sua distância ao eixo de rotação não deve mudar. A matriz de imagem computacional deve também ter o alinhamento corrigido para o eixo de rotação (Links, 1994).

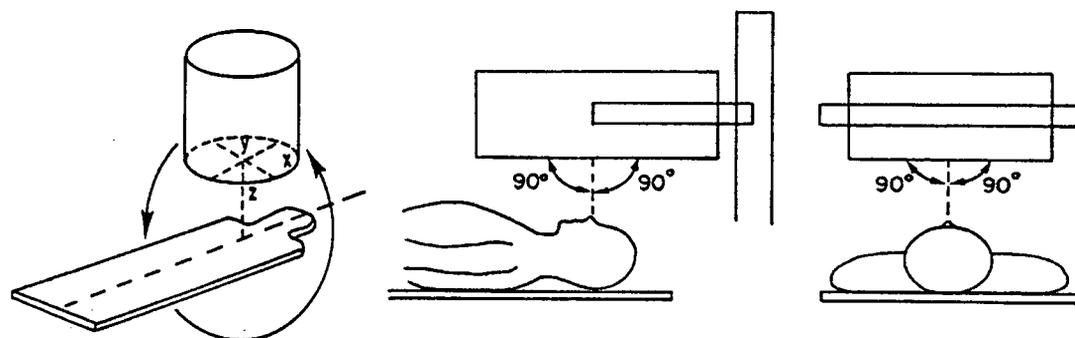


Figura 5-7: À esquerda, eixo de rotação para SPECT, do sistema cristal/colimador (na ilustração, com eixos X, Y e Z). À direita, alinhamento adequado para formação de imagens, sob ângulos retos (Links, 1994).

Qualquer mal alinhamento nas imagens adquiridas, independentemente da fonte de erro, causará embaçamento e perda de resolução. A reconstrução de uma imagem

com eixo de rotação desalinhado pode também mascarar lesões no corpo do paciente, e levar a um falso diagnóstico médico. Este teste deve ser realizado por ocasião da instalação do equipamento e depois, semanalmente (Links, 1994).

A determinação do centro de rotação é realizada para assegurar que existe coincidência entre o ponto central de referência mecânico e o ponto central do plano a ser observado. Dados de imagens rotacionais são adquiridos com uma ou mais fontes pontuais de ^{57}Co ou $^{99\text{m}}\text{Tc}$, com a matriz de imagem e o colimador utilizados na prática clínica. Um programa computacional é utilizado para calcular o centro de rotação e o correspondente pixel é registrado. Se o centro de rotação se apresentar desalinhado, as imagens podem mostrar as fontes pontuais demasiadamente grandes ou ainda com falsos centros frios. Desvios de 2 a 3 mm no centro de rotação podem alterar substancialmente a qualidade das imagens reconstruídas (Links, 1994).

5.5.1.2 Uniformidade

Pequenos desvios na uniformidade extrínseca da câmara pode levar à deturpação dos níveis de atividade ou à geração de artefatos nas imagens reconstruídas. Tais artefatos normalmente assumem a forma de anéis frios e quentes, alternados e concêntricos. A sensibilidade dos colimadores SPECT para uniformidade não deve permitir desvios maiores do que mais ou menos 1% (Links, 1994).

Imagens de campo plano extrínsecas para uniformidade (5 milhões de pontos, matriz 64x64) devem ser geradas diariamente, com colimadores clínicos. Uma fonte laminar de ^{57}Co ou $^{99\text{m}}\text{Tc}$ deve ser posicionada no colimador e a janela do fotopico apropriadamente configurada. Uma imagem de campo plano de 30 a 60 milhões de pontos, utilizando uma matriz de 64x64 é recomendada para testes semanais de uniformidade. Se

uma matriz de 128x128 pixels for utilizada, pelo menos 120 milhões pontos são necessários para uma adequada precisão estatística (Links, 1994).

Para a análise das imagens a fim de se verificar níveis de uniformidade na faixa de 1% é recomendada a utilização de programas computacionais, pois a simples análise visual não é suficientemente precisa para detectar variações tão pequenas na uniformidade (Graham, 1996).

5.5.1.3 *Fantomas*

Mensalmente deve haver um teste completo no sistema a fim de se verificar os níveis de uniformidade, resolução e distorção espacial, etc., de forma simultânea, com o fantoma clínico utilizado. Os estudos com fantomas geralmente requerem o uso de altas doses de radioatividade, com longos tempos de exposição, maiores que os clinicamente utilizados. Uma alternativa simples para a verificação de uniformidade faz uso de uma simples garrafa plástica preenchida com uma solução homogênea de ^{99m}Tc , a partir da qual são geradas imagens transaxiais de teste (Links, 1994).

Os fantomas de resolução devem possuir toda uma variedade de tamanhos e padrões. Alguns elementos de resolução devem ser facilmente definidos pela capacidade de resolução da câmara, enquanto outros devem solicitar ao máximo esta capacidade, possibilitando uma checagem do sistema como um todo, até seu limite máximo (Graham, 1996).

5.5.2 Controle de Qualidade para Sistemas PET

A Tomografia por Emissão de Pósitron envolve um dispositivo complexo de formação de imagem, composto por milhares de detetores. Um completo conjunto de testes deve ser realizado por ocasião da instalação do equipamento, e um outro conjunto de testes

deve ser planejado para se realizar periodicamente (diariamente, semanalmente e/ou mensalmente). A NEMA (sigla em inglês para a Associação Nacional Americana de Fabricantes Elétricos), dispõe de protocolos de testes a serem desenvolvidos para equipamentos PET¹³. Os valores encontrados para os parâmetros monitorados devem ser comparados com as especificações do fabricante (Hichwa, 1996).

Os testes diários para PET incluem exames de dados de sinogramas de linhas e reconstrução de imagens adquiridas a partir de um cilindro de teste de 25 cm de diâmetro, que se estende por todo o campo de visão do aparelho, preenchido com uma solução uniforme e de concentração definida (0,5 a 1 $\mu\text{Ci/cc}$). Dados de contagens altas e baixas (0,5 a 20 milhões de pontos por imagem, respectivamente), são também adquiridos (Hichwa, 1996).

Imperfeições no funcionamento, artefatos e deriva do sinal podem ser avaliados por inspeção visual e/ou computacional. Todas as correções são aplicadas durante o processo de reconstrução de imagem, que inclui correção de atenuação por geração de imagens de transmissão, pelo uso de fantasmas de transmissão (Hichwa, 1996).

¹³ NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION (NEMA) **Performance measurements of positron emission tomography**. Washington, D. C., 1993.

Capítulo 6 - Programa de Controle de Qualidade e Segurança

6. PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE E SEGURANÇA

Garantia de qualidade é definida como o conjunto de ações sistemáticas e planejadas visando garantir a confiabilidade adequada quanto ao funcionamento de uma estrutura, sistema, componentes ou procedimentos, de acordo com um padrão aprovado, considerado ideal, livre de erros e artefatos. Em qualquer das áreas de radiodiagnóstico médico, estas ações devem resultar na produção continuada de imagens de alta qualidade com um mínimo de exposição para os pacientes e operadores. A parte do programa de garantia de qualidade que consiste do conjunto das operações destinadas a manter ou melhorar a qualidade, através de medidas específicas tomadas para se garantir que um aspecto particular do procedimento seja satisfatório, é chamada de Controle de Qualidade (IAEA, 1991).

Um princípio fundamental no CQ de equipamentos de medicina nuclear é que ele deve ser visto como uma parte fundamental do trabalho realizado pela unidade de MN, por todo o conjunto de profissionais envolvidos nos exames e na manutenção dos equipamentos. O CQ de cada equipamento deve começar no momento de sua escolha e aquisição, já que os mesmos podem variar em sua performance. A escolha de um local apropriado para instalação do equipamento deve ser feita com base no programa de controle de qualidade, já que o mesmo pode influenciar significativamente na performance do aparelho.

6.1 USO DA TECNOLOGIA

A seleção de um equipamento com respeito ao fabricante, modelo, etc., deve ser baseada não somente no preço de aquisição e em sua adequação para os procedimentos

particulares a serem realizados, mas julgada a partir de características como facilidade, confiabilidade e segurança na utilização, sua compatibilidade com outros equipamentos, disponibilidade de pessoal técnico, próprio ou terceirizado para realização de manutenção e existência de fornecedores de peças e acessórios de reposição.

Informações técnicas a respeito destes itens são freqüentemente necessárias. A experiência de outras unidades de MN ou de áreas afins pode ser valiosa nesses momentos (IAEA, 1991).

6.1.1 Compra

Muito cuidado é necessário nas negociações de compra. Especificações técnicas completas devem sempre ser solicitadas ao fabricante. Tais especificações devem cobrir todos os componentes do equipamento, bem como todas opções de utilização. Qualidade da energia elétrica a ser fornecida, condições de temperatura, umidade, poeira, etc., ou seja, fatores que possam influenciar no desempenho do equipamento também devem ser tratados nas especificações técnicas e de uso. Outros pontos importantes: características de fitas e discos magnéticos utilizados, disponibilidade destes para aquisição e compatibilidade para com normas e padrões internacionais (IAEA, 1991).

A proposta de venda deve conter o preço e termos como a data, modo e custo da entrega, natureza e duração da garantia, preços de serviços especiais. Os custos de instalação, acessórios, peças de reposição, manuais, dispositivos de teste e de expansão, localização e conteúdo do treinamento a ser ministrado aos usuários, empresas prestadoras de serviços e fornecedoras de peças e pessoal técnico disponível devem também ser tratados nesse momento. Além disso, a realização dos testes de aceitação e de referência deve ser acordada com o fornecedor, se não for realizada com pessoal próprio.

Características mínimas de performance a serem atingidas e ações a serem tomadas em caso de falhas devem ser discutidas nesse momento.

O comprador deve avaliar as propostas com especial atenção às facilidades de prestação de serviços e pessoal disponível. Uma proposta de venda de equipamento com características de performance médias mas com boa assistência técnica pode ser preferível. A manutenção de um equipamento, incluindo o fornecimento de peças, deve ser prevista para toda sua vida útil, pois o preço de compra do mesmo não é um indicativo confiável do que pode vir a ser o seu custo total ao serviço de MN (IAEA, 1991).

6.1.2 Treinamento e Utilização

É imperativo que manuais atualizados de operação e serviço acompanhem cada instrumento. Fontes apropriadas de radiação, fantomas e outros dispositivos de teste necessários ao CQ devem ser fornecidos pelo fabricante ou adquiridos por ocasião da compra do instrumento.

A existência de um local com espaço suficiente para a utilização do instrumento parece ser um requerimento óbvio, mas deve também prever os tipos de exames a serem realizados, testes de CQ e procedimentos de manutenção, especialmente se estes envolvem a utilização de outros aparelhos juntamente com o instrumento.

A qualidade da energia elétrica é reconhecidamente a principal causa de mal funcionamento e falhas do instrumento. O suprimento de energia elétrica deve, evidentemente, obedecer às especificações de tensão e frequência do instrumento, e ser feito diretamente a partir do transformador final próprio de abaixamento de tensão da instituição. Um fio-terra dedicado é aconselhável, e às vezes essencial, para evitar flutuações de tensão, transitórios e ruídos elétricos causados por outros equipamento nas

redondezas. Condicionadores de energia elétrica são também recomendados para a proteção do equipamento e melhoria da qualidade dos exames (IAEA, 1991).

Outros fatores adversos ao bom funcionamento do equipamento, como temperatura, umidade, poeira e fumos químicos podem ser evitados com o uso de sistema de condicionamento de ar equipado com desumidificador e filtro. A existência de níveis indesejáveis de radiação de fundo depende da localização da farmácia, do local de armazenamento de radioisótopos e do local de movimentação de pacientes (IAEA, 1991).

O treinamento dos operadores dos equipamentos deve ser negociado com o fornecedor. Pode estar ou não incluído no orçamento de fornecimento do equipamento, mas em qualquer dos casos é essencial que se avalie a qualidade e a extensão do conteúdo a ser ministrado. Um bom treinamento pode otimizar os custos operacionais de exames, qualidade dos serviços e tempo, além de prevenir acidentes e desperdícios.

Tal treinamento não deve ser restrito apenas aos operadores do equipamento, enfermeiros e médicos, mas se estender a todo o pessoal exposto ao risco, pelo menos nos tópicos concernentes à segurança.

6.1.3 Estudo da Relação Custo-Benefício Para o Programa de Qualidade

Como já foi mencionado, o preço de aquisição de um equipamento de MN não é um bom indicativo do custo total que decorrerá da utilização do mesmo. Como são equipamentos de uso ainda restrito no campo da medicina, os custos relacionados a manutenções corretivas e ajustes realizados por empresas especializadas são altos. A Câmara de Cintilação (CC) tem um custo de aquisição relativamente elevado, da ordem de centenas de milhares de dólares, e apesar do teste de aceitação poder ter um custo de realização chegando a 1% desse valor (se terceirizado), ainda é considerado vantajoso (Graham, 1996).

Um programa de controle de qualidade implantado no próprio serviço de MN, além de melhorar sensivelmente a qualidade dos serviços prestados, responder pela segurança nos procedimentos e reduzir os custos operacionais de controle de qualidade, também minimizará paralisações do serviço para manutenções corretivas, pois eventuais deteriorações lentas de peças ou qualquer indicativo de mal uso do equipamento poderá ser diagnosticado a tempo (Pereira&Garcia, 1998).

Os custos relacionados à implantação de um programa de controle de qualidade são muito variáveis, dependendo evidentemente de quais procedimento estão previstos. Uma simples verificação de parâmetros básicos como uniformidade, resolução espacial e sensibilidade terá um custo menor que um programa que preveja a verificação de todos parâmetros mencionados no Capítulo 5, com auxílio computacional ou ainda incluindo testes para sistemas tomográficos SPECT. Em qualquer dos casos a prevenção deverá ser menos onerosa que a manutenção, principalmente quando essa prevenção for realizada pelo próprio serviço de MN (IAEA, 1991).

O programa de CQ ainda poderá atuar no setor de Engenharia Clínica como um indicador de manutenções preditivas, monitorando regularmente o funcionamento do equipamento, além de incluir procedimentos preventivos como limpeza, inspeção e troca de peças, identificando deteriorações lentas, agendando reparos e reduzindo seus custos (Pereira&Garcia, 1998).

6.2 ENSAIOS NECESSÁRIOS SEGUNDO A NORMA BRASILEIRA

A norma brasileira que trata dos ensaios obrigatórios ao controle de qualidade, radioproteção e segurança para serviços de Medicina Nuclear, a nível nacional, é a Norma CNEN-NN-3.05, aprovada pela Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN, com o título: “Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Medicina

Nuclear”. Tal norma tem o objetivo de estabelecer quais são esses requisitos, aplicando-se às atividades relativas ao uso de radiofármacos para fins terapêuticos e diagnósticos “in vivo”, no campo da MN (CNEN, 1997).

O Item 4.2 desta norma trata dos ensaios e ferramentas necessários ao CQ. Como ferramentas básicas a norma cita: monitores de taxa de exposição e de contaminação de superfície, curiômetro, equipamentos e materiais de proteção individual (luvas, aventais de chumbo, pinças, etc..) e fontes radioativas padrões de referência de ^{57}Co e ^{133}Ba (CNEN, 1997).

6.2.1 Monitores

Segundo a Norma CNEN-NN-3.05, os monitores de taxa de exposição e de contaminação de superfície devem ser calibrados bienalmente, por laboratório credenciado pela CNEN e sempre que tais instrumentos sofrerem reparos. Ainda segundo esta norma, o serviço de MN ou a quem ele delegar, deve realizar, nos monitores de taxa de exposição e de contaminação de superfície, o teste de reprodutibilidade ou constância, mensalmente, com, no máximo, 25% de incerteza (CNEN, 1997).

A periodicidade de calibração dos monitores de taxa de exposição e de contaminação de superfície poderia ser reduzida para 1 (um) ano, pois são equipamentos essenciais para a segurança das pessoas e ambiente. Além da calibração anual e pós-reparo, também é recomendada uma calibração antes da primeira utilização deste equipamento, todas com limite de aceitabilidade não maior que 20%. O teste de constância idealmente deveria ser diário, com o uso de um radionuclídeo de longa meia-vida, devendo ser repetido após uma eventual troca de baterias ou após sua manutenção. Além disso, é recomendada a redução do limite de incerteza deste parâmetro de qualidade a uma faixa de 10% de variação máxima. (Links, 1994).

No curiômetro, de acordo com a Norma CNEN-NN-3.05, devem ser realizados os seguintes testes:

- Teste de Exatidão (^{57}Co , ^{133}Ba ou ^{137}Cs), semestralmente, sendo permitidos desvios percentuais de até 10%, com uma confiabilidade de 90%.
- Teste de Precisão (^{57}Co , ^{133}Ba ou ^{137}Cs), semestralmente, sendo permitidos desvios percentuais de até 5%, com uma confiabilidade de 95%.
- Teste de Reprodutibilidade (^{57}Co ou ^{133}Ba), anualmente, sendo permitido desvio percentual de até 5%, com uma confiabilidade de 95%.
- Teste de Linearidade ($^{99\text{m}}\text{Tc}$), semestralmente, sendo permitida uma variação máxima de $\pm 20\%$ (CNEN, 1997).

Como se vê, a norma da CNEN para aferição dos calibradores de dose difere da proposta discutida na Seção 5.4.2, não havendo aqui o teste diário de constância ou o teste de calibração geométrica. Há um teste de precisão, previsto para ter periodicidade semestral, que poderia ser substituído pelo teste de constância, que além de fornecer dados acerca do parâmetro anterior, diferindo deste no intervalo entre as medições, monitora o funcionamento do equipamento diariamente. O teste de linearidade tem o dobro da periodicidade recomendada na Seção 5.4.2, porém o de exatidão tem periodicidade mais rigorosa, equivalendo à metade do sugerido na Seção 5.4.2 (anual). Além disso, a faixa de aceitação para o teste de linearidade é de 20%, podendo ser reduzida para o valor recomendado de 10% (Links, 1994). A proposta da referida seção se mostra mais coerente, pois parte de um teste de exatidão anual, que poderia ser semestral, como recomenda a CNEN, com testes diários de constância, que podem indicar a precisão do instrumento, sendo também verificadas a linearidade e a calibração geométrica. O teste de reprodutibilidade, que visa verificar a concordância entre os resultados de medições sucessivas de uma mesma grandeza, realizadas nas mesmas condições e entre intervalos de

tempo relativamente pequenos, poderia ser mantido, com a mesma periodicidade anual (CNEN, 1997).

6.2.2 Câmaras de Cintilação e Sistemas SPECT

A Norma CNEN-NN-3.05 exige os seguintes testes:

- Teste de Uniformidade de Campo, diariamente.
- Teste de Resolução Espacial (intrínseca e do sistema), semanalmente, com simuladores (fantomas), de barra ou ortogonais.
- Teste de Sensibilidade, semestralmente.
- Teste de Resolução Energética, semestralmente.
- Teste de Linearidade, semanalmente, com simuladores (fantomas), de barra ou ortogonais.
- Teste de Centro de Rotação, mensalmente, para a câmara tomográfica SPECT (CNEN, 1997).

A Norma CNEN-NN-3.05 poderia neste ponto ser complementada com a prática semestral do teste extrínseco de uniformidade de campo, conforme mencionado na Seção 5.3.1. No tocante ao teste de resolução espacial, porém, esta norma vai além, prevendo testes intrínsecos e extrínsecos. Um outro teste que deveria complementar esta parte da norma é o referente à taxa de contagem, com periodicidade semestral.

Quanto aos testes para a tomografia, a Norma CNEN-NN-3.05 prevê apenas o teste do centro de rotação (subentende-se que se refere à questão de alinhamento e determinação do centro de rotação). Como o padrão de uniformidade para procedimentos tomográficos é bem mais exigente que o das imagens planares, recomenda-se que sua verificação seja incorporada à norma da CNEN, para os níveis exigidos pela técnica. Por fim, a Norma CNEN-NN-3.05 também não prevê os testes com os fantomas SPECT, para

uma verificação da performance geral da CC na formação das imagens tomográficas SPECT (uniformidade, resolução e distorção espaciais, etc.).

6.2.3 Cintígrafos Retilíneos

Os cintígrafos retilíneos são instrumentos formadores de imagens médicas em duas dimensões, que trabalham sob os mesmos princípios da CC, com a diferença de que o sistema formador de imagem (colimador e cristal), percorre toda a região de interesse, para captação dos fótons Gama e posterior formação da imagem. Os testes exigidos são:

- Calibração de Energia, diariamente, com radionuclídeo de uso rotineiro.
- Teste de Sensibilidade, semestralmente, com desvios percentuais de 10% e com confiabilidade de 90%.
- Teste de Resolução Energética, semestralmente.
- Teste de Resolução Espacial e do Sistema, semestralmente (CNEN, 1997).

Os cintígrafos retilíneos são equipamentos em desuso, tendo sido amplamente substituídos pelas modernas CC. Para tais equipamentos a Norma CNEN-NN-3.05 se apresenta satisfatória, dando atenção especial aos parâmetros de energia (resolução e calibração), resolução espacial e sensibilidade.

Com relação aos testes de controle de qualidade, a norma CNEN-NN-3.05 ainda menciona que, nos procedimentos a serem estabelecidos para a realização destes testes, devem ainda constar os critérios de aceitação dos mesmos (CNEN, 1997).

6.3 CONTROLE DE QUALIDADE COMPUTACIONAL

Computadores destinados a formação de imagens médicas requerem considerações a nível de ambiente de funcionamento, para seu bom desempenho. A

integração entre a câmara de cintilação e o computador exige que os mesmos estejam proximamente instalados, e em certos casos, na mesma sala. As principais considerações ambientais dizem respeito a temperatura, umidade, campos eletromagnéticos, qualidade de energia elétrica fornecida e situação de limpeza do equipamento (Christian, 1994b).

No tocante à temperatura, justifica-se a necessidade de um sistema apropriado de condicionamento de ar devido à alta emissão de calor pelo equipamento. A temperatura deve ser mantida pelo sistema de condicionamento de ar a aproximadamente 21°C (70°F), de modo a prevenir superaquecimento do sistema, sendo que mudanças bruscas de temperatura em curtos espaços de tempo devem ser evitadas. O nível de umidade na sala deve também ser moderado, sendo que um nível de aproximadamente 50% de umidade relativa é o desejado. Níveis maiores ou menores podem afetar adversamente o desempenho do equipamento (Christian, 1994b).

Computadores e discos magnéticos devem ser mantidos afastados de campos eletromagnéticos fortes; ímãs devem ser colocados longe de fitas ou discos magnéticos que possam ser apagados inadvertidamente.

As tensões encontradas nas placas de circuitos e componentes são de baixa magnitude, podendo ser afetadas por picos de tensão que ocorrem na rede. Assim recomenda-se a dedicação exclusiva de uma tomada de energia ao computador, onde não haverá influência de outros equipamentos, como ruídos elétricos ou flutuações de corrente. Além disso, um sistema de condicionamento de energia, que previna interrupções transientes da fonte de energia deve ser instalado no local. Computadores, e em particular suas placas de circuito são muito sensíveis à eletricidade estática (Christian, 1994b).

A limpeza do ambiente é um ponto importante dentro dos procedimentos de CQ computacional. Poeira e partículas diversas criam problemas às fontes de tensão, placas de circuito, e em particular aos sistemas de leitura de discos (rígido ou disquete). A

Figura 6-1 ilustra os tamanhos relativos de partículas diversas e componentes de um sistema de leitura de disco magnético (Christian, 1994b).

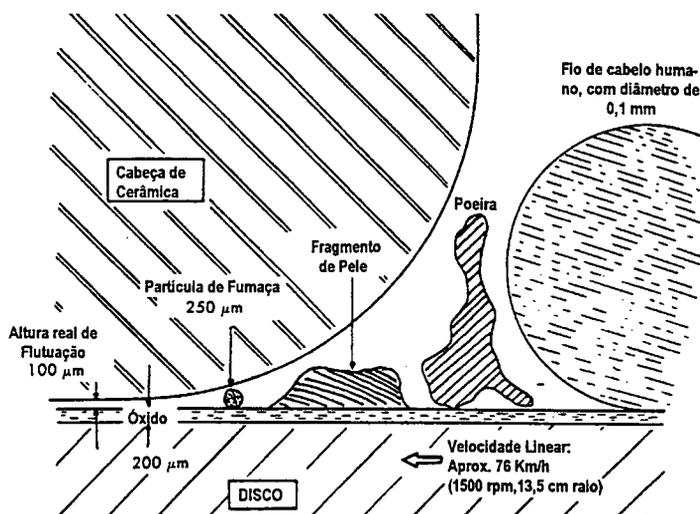


Figura 6-1: Fumaça, impressões digitais, partículas de poeira e cabelo humano podem causar danos ao sistema magnético de leitura (Christian, 1994b).

Os disquetes e fitas magnéticas comuns são menos sensíveis que discos rígidos aos efeitos destas partículas, mas todos estes sistemas de armazenamento de informação podem ser afetados. As áreas mais sensíveis dos computadores de imagens são protegidas por filtros de ar, dispostos sobre os ventiladores de refrigeração. Tais filtros devem ser limpos mensalmente (Christian, 1994b).

Alguns testes devem ser realizados para se verificar o desempenho da parte computacional de geração de imagens. Uma imagem de teste deve ser utilizada diariamente para se verificar o tamanho da imagem, sua linearidade e uniformidade. Procedimentos que requerem altas taxas de contagem devem ser validados por testes de verificação de taxa de contagem a nível computacional.

O CQ computacional deve ser estabelecido e seguido regularmente. A aquisição diária de imagens de teste deve seguir um protocolo padrão bem definido. Além disso, os cuidados diários devem incluir a manutenção de um ambiente simples e bem

organizado na área próxima ao computador. A exemplo dos filtros de ar, as cabeças de leitura dos discos magnéticos devem ser limpas mensalmente, com técnicas apropriadas (Christian, 1994b).

6.4 INFRA-ESTRUTURA DO SERVIÇO DE MEDICINA NUCLEAR

O serviço de MN deve ser constituído por, no mínimo, um médico qualificado em MN, um supervisor de radioproteção com qualificação certificada pela CNEN, e um ou mais técnicos de nível superior ou médio qualificados também pela CNEN. O médico qualificado em MN pode acumular as funções de supervisor de radioproteção, desde que compatibilizadas as respectivas cargas horárias (CNEN, 1997).

A direção do serviço de Medicina Nuclear (MN) deve reconhecer a necessidade do controle de qualidade, e dar suporte administrativo às suas ações e organizar reuniões periódicas com todo o pessoal envolvido. Falhas na organização podem ter como consequência o surgimento de irresponsabilidades na execução de testes ou em seu agendamento. Um controle de qualidade apropriado em um ambiente deste tipo é impraticável (IAEA, 1991).

Uma única pessoa deve ter a responsabilidade de supervisionar todo o esquema, bem como a autoridade para executá-lo e atuar nas medidas corretivas. Esta pessoa deve estar consciente dos detalhes técnicos dos testes e deve estar envolvida na avaliação e revisão periódica dos seus resultados. Entretanto, esta pessoa não necessariamente realizará os testes de qualidade (IAEA, 1991).

A infra-estrutura física do serviço de MN diagnóstica deve ter como mínimo, as seguintes dependências:

- Sala de espera de pacientes;
- Sanitário exclusivo de pacientes;

- Local para armazenamento de rejeitos radioativos;
- Laboratório para manipulação e armazenamento de fontes em uso;
- Sala de administração de radiofármacos;
- Sala(s) de exame(s) (CNEN, 1997).

Tais dependências devem ser visivelmente identificadas, e se necessário, providas de blindagem de modo que as áreas externas sejam classificadas como livres. As áreas restritas devem ter pisos e paredes impermeáveis que permitam descontaminação (CNEN, 1997).

A norma ainda exige que o local para armazenamento de rejeitos radioativos deva ser constituído de compartimentos que possibilitem a segregação destes por grupo de radionuclídeos com meias-vidas físicas próximas e por estado físico. Deve ainda possuir blindagem adequada, ser sinalizado e localizado em área de acesso controlado (CNEN, 1997).

O laboratório de manipulação e armazenamento de fontes em uso deve ser construído com material impermeável, que permita a descontaminação, ter pisos e paredes com cantos arredondados, bancadas, tanque com no mínimo 40 cm de profundidade e torneiras sem controle manual. No caso de se utilizar fontes voláteis, como o ^{131}I , ou nos casos de estudos de ventilação pulmonar, é necessário um sistema de extração de ar (CNEN, 1997).

6.5 PASSOS SUGERIDOS PARA A IMPLEMENTAÇÃO DE UM PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE E MANUTENÇÃO PARA EQUIPAMENTOS DE MEDICINA NUCLEAR DIAGNÓSTICA

A IAEA (*International Atomic Energy Agency* – Agência Internacional de Energia Atômica), traz em um documento técnico destinado ao controle de qualidade de

instrumentos de MN (IAEA, 1991), os passos mais importantes a serem seguidos dentro de um programa de CQ. São eles:

1. Cadastrar todos os instrumentos e acessórios disponíveis na unidade, anotando dados como marca, modelo, número de série, número de patrimônio, data da aquisição, preço e representante mais próximo para manutenção e reparo.
2. Centralizar em um arquivo único os documentos originais de todos instrumentos e acessórios e, se possível, fazer cópias das seções necessárias para uso geral, incluindo:
 - a) Manuais de instrução.
 - b) Manuais de manutenção.
 - c) Listas de peças de reposição.
 - d) Listas de causa/solução para problemas mais comuns.
 - e) Diagramas de circuitos.
3. Designar um responsável pela garantia da qualidade e atividades de manutenção no laboratório.
4. Designar um responsável pelo CQ de rotina e registro de resultados para cada instrumento particular.
5. Formular descrições detalhadas de tarefas para as pessoas designadas nos passos 3 e 4.
6. Formular procedimentos de CQ e manutenções preventivas simples a serem executados em cada instrumento pelo pessoal responsável pela operação. Especificar, para cada procedimento, a pessoa a realizá-lo e a frequência de realização. Após isto, especificar a pessoa para analisar os resultados e tomar decisões acerca da situação operacional do instrumento.
7. Formular procedimentos de teste e manutenção a serem executados em cada instrumento pelo pessoal responsável pela manutenção. Especificar, para cada procedimento, a pessoa a realizá-lo e a frequência. A mesma pessoa apontada no item 6

- deve analisar os resultados e tomar decisões acerca da situação operacional do instrumento.
8. Criar um livro de registros para cada instrumento. Incluir no mesmo os resultados dos testes de aceitação, referência e rotina. Incluir também registros de manutenções realizadas. Manter os registros devidamente organizados.
 9. Desenhar diagramas explicativos para o pessoal de operação, contendo procedimentos de CQ e de manutenções preventivas simples, revisão de resultados, alternativas de decisão acerca da situação do equipamento, passos a serem seguidos para se obter serviços de manutenção em caso de falha.
 10. Desenhar diagramas explicativos para o pessoal de manutenção, com procedimentos para se avaliar a performance da manutenção preventiva e corretiva, além de informações acerca de substituição de peças.
 11. Formular instruções acerca da limpeza interior do laboratório.
 12. Formular uma rotina de verificação do condicionamento de energia, incluindo instruções para o pessoal de laboratório seguir no caso de falha no sistema elétrico.
 13. Formular procedimentos de verificação do condicionamento de ar, desumidificadores e ventiladores.
 14. Formular procedimentos de verificação de cuidados diários e controle de qualidade das processadoras de filmes.
 15. Formular procedimentos de verificação da segurança e de práticas de proteção radiológica para os funcionários e pacientes.
 16. Formular um sistema de verificação dos níveis de radiação de fundo.
 17. Obter os dispositivos de teste necessários para a implementação dos procedimentos de CQ.

18. Obter as ferramentas necessárias para a implementação de procedimentos de manutenção preventiva.
19. Rever a documentação administrativa e orçamentária para atribuição de responsabilidades para a reposição de dispositivos de CQ e manutenção preventiva, bem como pelo reparo de instrumentos e obtenção e reposição de peças (IAEA, 1991).

É imperativo que os testes a serem realizados em um dado instrumento o sejam feitos por uma pessoa ou pessoas familiares com seu uso. A responsabilidade pelos testes diários ou operacionais, pelo menos, deve ser dos seus usuários regulares. Tal atitude desenvolve nessas pessoas uma eficaz conscientização dos princípios do controle de qualidade. Se os resultados de um teste particular não estão dentro de um limite aceitável, deve-se decidir sobre retirar ou não o instrumento de uso, aguardando manutenção corretiva. A responsabilidade por tal decisão deve ser claramente definida (IAEA, 1991).

Em alguns países, o estabelecimento de um programa de garantia de qualidade e o correspondente programa de controle de qualidade dos instrumentos é um pré-requisito para a aprovação do funcionamento dos estabelecimentos (IAEA, 1991). É aconselhado que se tenha um estreito contato com órgãos governamentais na área de saúde e energia nuclear (no Brasil, o Ministério da Saúde, a Vigilância Sanitária e a Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN), bem como com associações profissionais e fabricantes dos equipamentos.

O fluxograma (“Árvore de Decisões”), a seguir (Figura 6-2), procura traçar diretrizes gerais de tomada de decisão dentro de um programa de CQ, baseadas na análise de testes. Além dos testes operacionais agendados, novos testes podem ser realizados para se localizar falhas (Slomka, 1995).

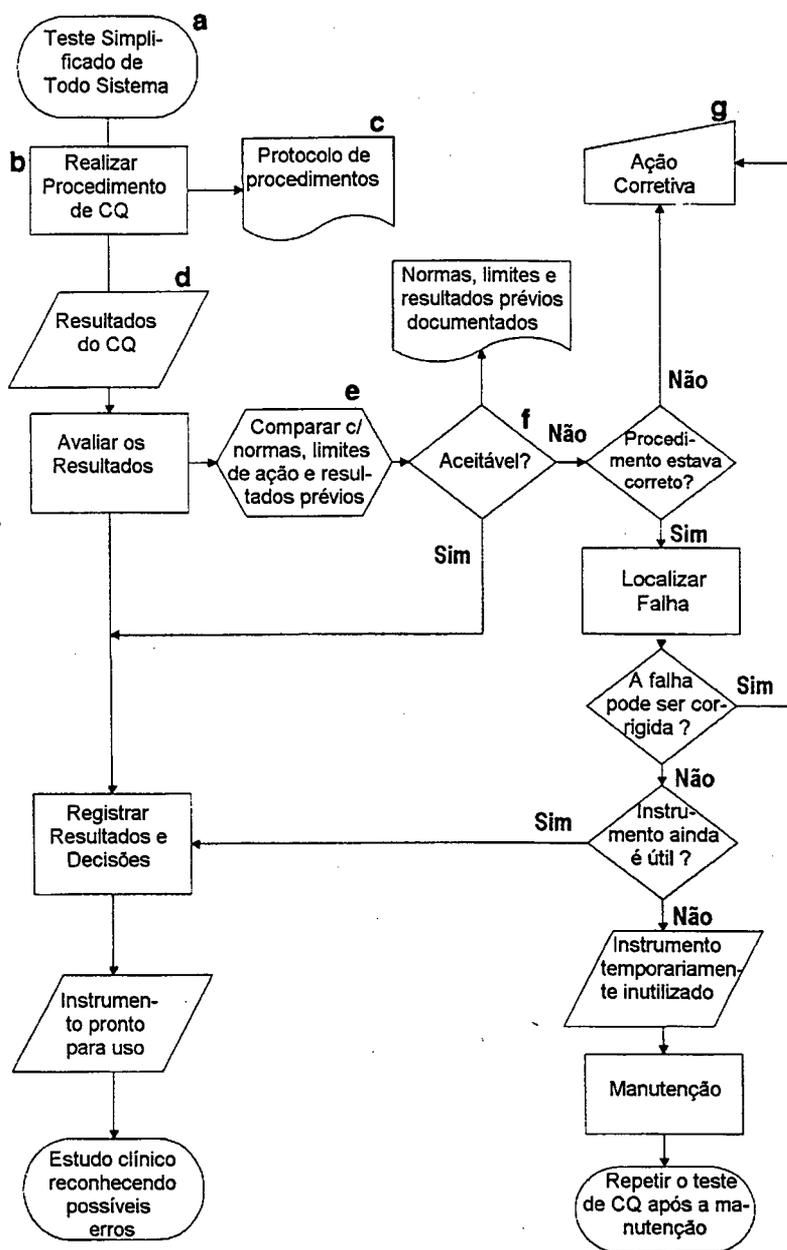


Figura 6-2: “Árvore de Decisão” sugerida para execução, avaliação e como guia na realização de um teste de CQ de rotina. Os símbolos indicam: **a**, início ou fim do teste; **b**, processo a ser realizado; **c**, protocolo; **d**, resultados intermediários; **e**, verificações necessárias; **f**, decisão a ser tomada e **g**, comando de ação (Busemann, 1990 apud Slomka, 1995).

6.6 PLANO DE RADIOPROTEÇÃO E ASPECTOS DE SEGURANÇA RADIOLÓGICA

Radioproteção pode ser definida como o conjunto de medidas que visam proteger o homem e o meio ambiente de possíveis efeitos indevidos causados pela radiação ionizante.

A Norma CNEN-NN-3.05 recomenda que um Plano de Radioproteção, deve ser implementado pelo serviço de MN, contendo diretrizes básicas de radioproteção, tratadas pela Norma CNEN-NE-3.01, e ser elaborado de forma clara e lógica, abordando os seguintes tópicos:

- Organização e Gerenciamento da Segurança, com atribuições ao responsável pela radioproteção e manuseio de material radioativo.
- Seleção e Treinamento de Pessoal, com critérios de seleção, treinamento e reciclagem.
- Controle Radiológico Ocupacional, onde devem ser estabelecidos:
 - a) Os controles relacionados com as fontes de radiação, tais como: controle de acesso e sinalização específica, dispositivo de segurança, dispositivos e controles administrativos.
 - b) Os níveis de referência.
 - c) Os programas de monitoração do local de trabalho, individual e avaliação de dados.
- Controle Radiológico do Público, onde devem ser identificadas as fontes potenciais de irradiação do público e descritos os procedimentos de radioproteção segundo os critérios de limite de dose para o público (no caso de visitas, as exposições voluntárias não obedecem aos limites de dose, porém as instruções devem contemplar todos os procedimentos pertinentes).

- Procedimentos para Atuação em Emergência, contendo a identificação das situações potenciais de acidentes e a avaliação dessas situações.
- Descrição do Sistema de Gerência de Rejeitos Radioativos, em conformidade com a Norma CNEN-NE-6.05 – Gerência de Rejeitos Radioativos em Instalações Radioativas (CNEN, 1997).

O Supervisor de Radioproteção é o indivíduo com certificação de qualificação pela CNEN para supervisionar a aplicação das medidas de radioproteção, através do Serviço de Radioproteção. O Plano de Radioproteção resultará em um documento exigido para fins de licenciamento da instalação, estabelecendo o sistema de radioproteção a ser implementado pelo Serviço de Radioproteção (CNEN, 1994a).

6.6.1 Princípios da Proteção Radiológica

Os princípios básicos que norteiam a proteção radiológica são três: o Princípio da Justificação, o Princípio da Otimização e o Princípio da Limitação da Dose Individual.

Pelo Princípio da Justificação, qualquer atividade envolvendo radiação ou exposição deve ser justificada em relação a outras alternativas e produzir um benefício líquido positivo para a sociedade. Pelo Princípio da Otimização, o projeto, o planejamento do uso e a operação de instalação e de fontes de radiação devem ser feitos de modo a garantir que as exposições sejam tão reduzidas quanto razoavelmente exequíveis, levando em consideração fatores sociais e econômicos (CNEN, 1997).

O Princípio da Limitação da Dose Individual limita as doses individuais de trabalhadores e indivíduos do público aos limites anuais de dose equivalente contidos na Norma CNEN-NE-3.01 (CNEN, 1997).

6.6.2 Radioproteção na Administração de Radiofármacos Para Diagnóstico

A Norma CNEN-NN-3.05 exige que, no tocante à proteção individual, sejam utilizados pelos trabalhadores envolvidos na manipulação de radiofármacos luvas descartáveis e avental ou guarda-pó (CNEN, 1997).

Por ocasião do recebimento de material radioativo, as embalagens que cheguem ao Serviço de MN devem ser monitoradas externamente e os resultados confrontados com os valores registrados na Guia de Monitoração que acompanha o material.

A manipulação dos radiofármacos deve ser feita em bancada lisa, de fácil descontaminação, recoberta com plástico e papel absorvente, sendo que ao término da jornada de trabalho deve ser realizada uma monitoração das superfícies utilizando monitor de contaminação. O mesmo procedimento deve ser feito nas luvas e nas mãos dos trabalhadores responsáveis pela manipulação (CNEN, 1997).

Deve ser realizado um levantamento radiométrico (medida de taxa de exposição), quinzenal, nas áreas restritas, estando esta monitoração de acordo com as Normas CNEN-NE-3.01 – Diretrizes Básicas de Radioproteção e CNEN-NE-3.02 – Serviços de Radioproteção (CNEN, 1997).

6.6.3 Gerência de Rejeitos Radioativos

A Norma CNEN-NN-3.05 exige que os rejeitos radioativos sejam segregados e, de acordo com a natureza física do material e do radionuclídeo presente, colocados em recipientes adequados, etiquetados, datados e mantidos no local da instalação destinado ao armazenamento provisório de rejeitos radioativos para futura liberação, em conformidade com a Norma CNEN-NE-6.05 – Gerência de Rejeitos

Radioativos em Instalações Radioativas, sendo que antes da liberação dos materiais, qualquer indicação da presença de radiação nos mesmos deve ser eliminada (indicação em rótulos, etiquetas, símbolo, etc.). As atividades iniciais remanescentes e as meias-vidas físicas dos radioisótopos devem ser consideradas para estabelecer o tempo necessário de armazenamento para os rejeitos radioativos (CNEN, 1997).

6.6.4 Análise de Registros, Inspeções e Auditorias

Os resultados e as condições dos testes de instrumentos, datas, responsáveis, bem como toda e qualquer informação útil sobre a avaliação de equipamentos, de rejeitos e dos programas de radioproteção devem estar devidamente registrados, segundo a Norma CNEN-NN-3.05.

Ainda segundo esta norma, devem ser analisados e registrados os seguintes incidentes:

- Tratamento terapêutico realizado de forma indevida.
- Qualquer exposição diagnóstica maior do que a pretendida.
- Qualquer falha de equipamento ou de procedimento que possa causar exposição excessiva ao paciente ou qualquer ocorrência não usual (CNEN, 1997).

O responsável pela radioproteção, certificado e qualificado pela CNEN, deve proceder à análise anual dos resultados dos programas constantes do Plano de Radioproteção e, baseado nesta análise, executar um programa de otimização, devidamente registrado.

A CNEN pode realizar inspeções e auditorias nos serviços de MN, a fim de verificar o cumprimento dos requisitos da Norma CNEN-NN-3.05 (CNEN, 1997).

6.7 SÍNTESE DO PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE E SEGURANÇA

Dentro do conceito previamente definido de CQ, o respectivo programa deve estabelecer um conjunto de operações para a manutenção e melhoria contínua da qualidade, através de medidas específicas tomadas para garantir que aspectos particulares do procedimento sejam satisfatórios. O programa de CQ deve começar antes mesmo da compra dos equipamentos, em uma etapa de planejamento, que contemple aspectos como o estudo do local de instalação, especificação técnica precisa, análise da proposta de venda e estudo da assistência técnica e treinamento oferecidos.

O teste de aceitação e os testes de referência devem ser cuidadosamente realizados, pois os mesmos fornecerão as bases para a definição dos limites de aceitabilidade dos testes de rotina, que deverão ser realizados durante toda a vida útil do equipamento para uma aferição precisa de sua funcionalidade. Sem um bom teste de aceitação, todo o programa de CQ fica comprometido.

No contato prático com esta tecnologia médica, estabelecido junto a dois serviços de MN da grande Florianópolis (SC), durante as atividades de consultoria e gerenciamento desta tecnologia médica pelo GPEB, foi possível o acompanhamento diário de alguns testes de qualidade previstos pela Norma CNEN-NN-3.05 (teste de uniformidade de campo, resolução espacial e linearidade), além dos procedimentos de segurança e da execução do plano de radioproteção, previsto por esta mesma norma.

Os testes acompanhados apresentaram algumas falhas típicas nas suas realizações, como consequência evidente da superficialidade da norma brasileira no tocante ao controle de qualidade e da falta de elementos de referência de qualidade que deveriam ser previstos pela mesma norma, como os testes de aceitação e referência. Como

exemplos, pode-se citar o teste de uniformidade de campo intrínseca, que idealmente deveria ser realizado com fonte pontual, a uma distância mínima de cinco vezes o UFOV da câmara de cintilação (5x40 cm, ou aproximadamente 2 m), sendo que no teste acompanhado essa distância foi substancialmente menor, com algo em torno de 1 m de distanciamento, o que não é suficiente para compensar a não pontualidade da fonte. Além dessa deficiência, o teste é realizado apenas na condição de correção automática para não uniformidade, sendo que o teste sem tal correção não era feito, em desacordo com o recomendado. Nos testes de resolução espacial e de linearidade, foi constatada a utilização de fantasmas que não exigiam a máxima capacidade de resolução do equipamento, o que pode invalidar o teste. Além disso, o mesmo padrão de barras não cobria todo o UFOV do equipamento, como recomendado no Capítulo 5 deste trabalho.

Quanto à operacionalidade do serviço, alguns cuidados necessários à maioria dos testes de qualidade não eram tomados, podendo-se citar como exemplos: a manutenção de distância constante entre fonte de teste e detector, parâmetro que eventualmente variava; a medição cuidadosa da atividade das fontes de teste; subtração da radiação de fundo, etc., além da desconsideração de elementos de controle de qualidade computacional. No caso dos testes tomográficos, mais uma vez se observou a inadequação de fantasmas destinados aos testes de uniformidade, devido à não solicitação da máxima capacidade de resolução do equipamento.

Outro aspecto interessante a ser discutido sobre a experiência de campo na área nuclear diagnóstica concerne à fiscalização. A CNEN realiza inspeções periódicas nos serviços de MN no país, com a finalidade de verificar o cumprimento da respectiva norma nuclear. A partir de tais inspeções são gerados relatórios, em duas modalidades: o Relatório de Inspeção, expedido por fiscal do Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD, da CNEN, e o Resumo de Inspeção. Este último traz, de forma condensada, as

irregularidades constatadas, observações pertinentes e o prazo proposto pelo serviço de MN para as ações corretivas. O Relatório de Inspeção identifica o pessoal responsável pelo serviço, equipamentos utilizados na fiscalização e os resultados da mesma, conforme a norma da CNEN. No entanto, o que se observa é uma maior ênfase na parte de radioproteção no contexto da fiscalização, característica da própria norma da CNEN.

Outros pontos relatados na fiscalização se referem ao treinamento dos funcionários do serviço, registros, condições do laboratório de manipulação e depósito de rejeitos (quando separado do laboratório de manipulação), a gerência dos rejeitos radioativos, as condições de transporte do material radioativo e finalmente os resultados das medidas realizadas na taxa de exposição, contaminação de superfície e na contaminação externa dos trabalhadores.

A partir do contato prático com os dois serviços de MN supracitados, buscou-se formular uma proposta de implantação gradual da parte concernente ao controle de qualidade dos equipamentos, dentro do contexto do programa de controle de qualidade. Neste ponto sugere-se a formulação da rotina de realização dos testes de qualidade não previstos pela norma brasileira, quer seja em caráter qualitativo ou quantitativo (com respeito à frequência ou limite de aceitabilidade), em duas etapas, sendo a primeira (Etapa 1 – E1), de aplicação imediata ou a curto prazo, e a segunda, com aplicação a médio (ou longo) prazo (Etapa 2 – E2). Os testes discutidos neste trabalho (com exceção dos já previstos pela Norma CNEN-NN-3.05), constantes da Tabela 6-1, a seguir, são portanto classificados conforme sua prioridade de aplicação nos níveis E1 e E2. É importante ressaltar que esta classificação é também subjetiva, e tem o objetivo de apenas sugerir uma ordem de prioridade, devendo ser discutida com a realidade de outros serviços de MN no Brasil, para se chegar a uma definição para a implementação de programas de CQ e segurança com validade mais abrangente.

Tabela 6-1: Parâmetros de qualidade, periodicidades e limites de aceitabilidade sugeridos para testes de CQ.

Na tabela, (I) Teste intrínseco; (E) Teste extrínseco; (E1 ou E2) Aplicação na etapa 1 ou 2.

Equipamento: Câmara de Cintilação e SPECT			
Parâmetro	Frequência	Limite	Etapa
Uniformidade de Campo(I)	Diária	20%	----
Uniformidade de Campo(E)	Semestral	5% (abs.)	E2
Resolução Espacial (I, E)	Semanal	4 mm (I)	----
Linearidade Espacial	Semanal	Subjetivo	----
Sensibilidade	Semestral	10%	----
Resolução de Energia	Semestral	8% (abs.)	----
Taxa de Contagem	Semestral	20%	E2
Alinhamento e Centro de Rotação(SPECT)	Semanal	2 mm	E1
Uniformidade de Campo(E) (SPECT)	Semestral	1% (abs.)	E2
Análise com Fantomas (SPECT)	Mensal	Subjetivo	E2
Equipamento: Monitor de Inspeção			
Calibração	Antes da primeira utilização, após reparo, e anualmente	20% (abs.)	E1
Constância	Diária	10% (abs.)	E1
Equipamento: Calibrador de Dose			
Exatidão	Na instalação e semestral	10% (abs.)	----
Constância	Diária	5% (abs.)	E2
Linearidade	Na instalação e trimestralmente	10% (abs.)	E1
Calibração Geométrica	Na instalação; após reparo, recalibração ou remoção do instrumento	Subjetivo	E2
Reprodutibilidade	Anual	5% (abs.)	----

Capítulo 7 – Conclusões e Discussões

7. CONCLUSÕES E DISCUSSÕES

Neste último capítulo as conclusões e discussões relativas ao assunto estão divididas em seções, separadas de acordo com a relevância do tema em relação ao contexto geral. É realizada uma análise conclusiva acerca dos efeitos biológicos da radiação ionizante, normalização técnica e controle de qualidade dos equipamentos. Por fim são apresentadas algumas sugestões para trabalhos futuros, embasadas na sistematização cadenciada de informações contidas neste trabalho.

7.1 EFEITOS BIOLÓGICOS

Os efeitos biológicos causados pela radiação ionizante, sendo incluídas aqui as formas fotônicas Gama e raios x, ou a radiação ionizante particulada (partículas Alfa ou Beta), foram mais estudados que qualquer outro risco à saúde dos seres humanos. De acordo com o governo norte-americano, aproximadamente 80.000 artigos foram publicados somente no período de 1981 a 1993, discutindo os efeitos da radiação ionizante (Eichling, Izzo & Moore, 1994). No entanto, ainda não há como se determinar com precisão os efeitos à saúde humana causados por níveis de radiação ionizante menores que aproximadamente 1 Sv, e para muitos efeitos, se estabelecer se eles foram realmente produzidos nesses níveis. Sob tais níveis de exposição ocupacional, é impossível se demonstrar a relação entre dose e efeito, o que agrava o problema de prevenção dos riscos ocupacionais. Além disso, órgãos e tecidos humanos têm sensibilidade diferenciada em relação à radiação ionizante, e isso deve ser levado em conta por ocasião da avaliação desses riscos.

Além da imprevisibilidade de ocorrência, a natureza probabilística dos efeitos estocásticos da radiação ionizante e a existência de uma dose limiar no caso dos efeitos não estocásticos, são fatores que tornam complexa a análise dos efeitos biológicos sob níveis de exposição menores que aproximadamente 1 Sv. Ainda hoje, o que se tem para se prever as conseqüências desses baixos níveis de exposição são apenas extrapolações dos efeitos de níveis de exposição maiores.

Tais fatos justificam o princípio básico da proteção radiológica, que é o de não apenas estabelecer limites para a exposição do público ou do pessoal profissionalmente exposto, mas fazer com que as medidas de proteção a se aplicar tornem as doses recebidas não somente menores que esses limites, mas tão pequenas quanto razoavelmente alcançáveis. Os resultados da monitoração pessoal devem ser prontamente analisados para que se identifique qualquer dose acima dos limites estabelecidos, de forma inesperada. Níveis de ação devem ser estabelecidos para que doses reportadas em excesso levem a investigações sobre as circunstâncias que resultaram nessas doses.

Na área de prevenção de acidentes, pode-se falar em ato inseguro e condição insegura. No âmbito da medicina nuclear diagnóstica, os atos inseguros são devidos a duas situações principais: profissionais inexperientes e profissionais experientes excessivamente confiantes, que por conseqüência, se expõem a riscos desnecessários. Condições inseguras são encontradas em ambientes de trabalho mal organizados, mal equipados e/ou mal sinalizados. Em qualquer dos casos, uma atitude que iniba tais condições ou atos inseguros deve partir da direção do estabelecimento de medicina nuclear, através da nomeação de um responsável pela segurança do ambiente, que promova um programa de radioproteção que inclua itens como o treinamento do pessoal profissionalmente exposto, a utilização de equipamentos de proteção e monitoração e a colocação de notas de advertência e de esclarecimento no ambiente de trabalho.

Para efeito de monitoração dos resultados do programa de radioproteção, é importante que se leve em conta que homem sempre viveu em um ambiente naturalmente radioativo. A presença de radioatividade natural nos solos, a exposição aos raios cósmicos, que resultam da interação de partículas originadas do espaço com a atmosfera terrestre, e a existência da radioatividade interna devida à ocorrência natural de radionuclídeos no corpo humano são as razões dessa exposição, que ainda supera a exposição devida aos procedimentos de formação de imagens médicas por raios x ou Gama, quando se leva em conta a dose efetiva equivalente total da população (Eichling, Izzo & Moore, 1994).

7.2 NORMALIZAÇÃO TÉCNICA

A normalização técnica brasileira para procedimentos de medicina nuclear consiste basicamente em um conjunto de resoluções da Comissão Nacional de Energia Nuclear-CNEN, que tratam dos requisitos de radioproteção e segurança na área de energia nuclear (transporte, qualificação de supervisores de radioproteção, licenciamento de instalações, gerência de rejeitos, etc.), sendo uma delas direcionada especificamente para a medicina nuclear, a Norma Nuclear – Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Medicina Nuclear, CNEN-NN-3.05, que se aplica às atividades relativas ao uso de radiofármacos para fins terapêuticos e diagnósticos *in vivo* no campo da medicina nuclear. No estado de São Paulo, além dessas normas aplica-se também a resolução SS-625¹⁴, que complementa a matéria (Yacovenco, 1997).

Até o ano de 1996, os objetivos de todos os regulamentos brasileiros eram voltados a aspectos relativos à segurança no uso dos equipamentos, característica marcante das normas da CNEN e da resolução SS-625. A partir de 1997, a meta se tornou a

¹⁴ SECRETARIA DE ESTADO DA SAÚDE DE SÃO PAULO. Resolução SS-625. São Paulo, 1994.

qualidade da imagem gerada, ou seja, uma aplicação efetiva dos programas de garantia da qualidade. Dentro dessa filosofia, destacam-se a Argentina, o México e Cuba, na América Latina, que nessa área específica têm avançado muito na sua legislação e regulamentação (Yacovenco, 1997).

A Norma CNEN-NN-3.05 evidencia tal preocupação com a proteção radiológica, sendo que no tocante ao controle de qualidade de imagem, ainda se mostra deficiente, pela falta de alguns testes de qualidade, ou ainda com periodicidades inadequadas de teste. Além disso, a norma não prevê o estabelecimento de um programa de controle de qualidade dentro do serviço de medicina nuclear, com suas diretrizes, responsabilidades e objetivos. Somente com a positivação de tais elementos, aliada a uma fiscalização eficiente, os serviços brasileiros de medicina nuclear diagnóstica operarão dentro de um padrão de qualidade condizente com o que a moderna tecnologia pode oferecer.

O avanço dessa moderna tecnologia aplicada à medicina nuclear diagnóstica traz consigo novas possibilidades de exame e uma melhoria na qualidade das técnicas que já existiam. No entanto, como traz também a necessidade de aferição dessa qualidade e da segurança em seu uso, se faz necessária a criação e regulamentação de organismos governamentais mais rigorosos, destinados às atividades de fiscalização de equipamentos eletromédicos em geral, o que poderia reduzir ou até mesmo eliminar a possibilidade de fabricação ou entrada no país de equipamentos provenientes de fabricantes descompromissados com a qualidade e a segurança. Além disso, evitaria que produtos não aprovados pelos programas de controle de qualidade e segurança dos grandes fabricantes mundiais fossem comercializados em nosso país (Brandstetter, 1998).

7.3 CONTROLE DE QUALIDADE E SEGURANÇA

Os propósitos do programa de controle de qualidade e segurança em estabelecimentos de medicina nuclear diagnóstica são verificar se os equipamentos a ele submetidos produzem imagens de qualidade, que refletem com exatidão a distribuição dos radiofármacos no paciente, e minimizar os riscos inerentes ao contato com o material radioativo. Um requisito básico para o programa é a padronização das performances a serem atingidas. Esta padronização deve ser estabelecida no teste de aceitação do equipamento, com base nas especificações do fabricante e em outros padrões existentes, resultando em protocolos de avaliação e teste. Em termos práticos, os procedimentos de controle de qualidade dependem de tomadas de decisão, baseadas na análise dos testes realizados, e não podem ser rigorosamente fixados. Além dos testes de rotina, previamente agendados, novos testes podem ser inicializados para que se corrija determinadas faltas.

Ainda na atualidade não existe grande preocupação com o controle de qualidade para câmaras de cintilação, possivelmente porque sua resolução espacial é ainda inferior à de outras técnicas de imagem. Mesmo em países desenvolvidos elas são geralmente operadas em condições aquém das ideais. A instrumentação nessa área está se desenvolvendo rapidamente, os procedimentos e intervalos de controle de qualidade também. Os profissionais do setor devem estar cientes de tais mudanças, e prontos para se adaptarem (Zimmerman, 1997).

A importância da sistematização dos procedimentos de controle de qualidade para programas de engenharia clínica se justifica pelo fornecimento de dados para a fiscalização e melhoria dos serviços de saúde que utilizem esta tecnologia médica. O programa de controle de qualidade nuclear também pode atuar no setor de Engenharia Clínica dos hospitais, clínicas ou estabelecimentos de medicina nuclear, como um

indicador de manutenção preditiva, monitorando regularmente o funcionamento do equipamento, além de incluir procedimentos preventivos como limpeza, inspeção e troca de peças, identificando deteriorações lentas, agendando reparos e reduzindo seus custos.

Neste presente trabalho foram apresentados dados para obtenção de parâmetros e uma programação para a formulação de um programa de CQ para serviços de medicina nuclear, sem o estabelecimento de um conjunto rígido de procedimentos de controle de qualidade e segurança, confrontando a norma nacional com recomendações de órgãos de referência internacionais e especialistas de países desenvolvidos. Procurou-se reunir neste trabalho elementos de embasamento teórico e prático (pesquisa de campo), que auxiliem na formulação de modelos de programas de CQ e segurança dirigidos à realidade brasileira, com atenção ao que existe e é praticado em países desenvolvidos.

A realidade brasileira, com relação ao controle de qualidade e segurança, percebida durante o contato prático com a técnica no estado de Santa Catarina, ainda privilegia a questão da segurança, refletindo a própria norma brasileira. A fiscalização dos serviços de MN diagnóstica segue evidentemente a mesma tendência, como pôde ser percebido pela análise de relatórios de inspeção junto aos serviços de MN visitados. Os testes realizados nos serviços são os constantes da norma nacional, no entanto não existe uma preocupação com o acompanhamento da evolução tecnológica ou com as metodologias de teste e controle de qualidade dos equipamentos, o que só poderia ser alcançado com a elaboração de programas-modelo de CQ e segurança e a respectiva fiscalização e acompanhamento pela CNEN ou outra estrutura credenciada pela mesma.

7.4 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O presente trabalho constitui o primeiro passo rumo à aplicação de conceitos gerenciais e de fiscalização envolvidos nas atividades de engenharia clínica relacionadas às aplicações diagnósticas da medicina nuclear. Dentro do contexto de elaboração de programas de controle de qualidade e segurança, e com a utilização da informação aqui sistematizada, sugere-se como trabalhos futuros os seguintes estudos, na área da medicina nuclear diagnóstica:

- Implementação de um programa detalhado de ensaios funcionais e de aferição da qualidade de imagem dos equipamentos.
- Desenvolvimento de um trabalho conjunto com órgãos governamentais e órgãos de pesquisa correlatos (CNEN, ABNT, Vigilância Sanitária, etc..), visando a atualização e melhoria das normas técnicas nacionais para esta área médica.
- Implementação de um programa detalhado de radioproteção e segurança para os equipamentos, articulado com a engenharia de segurança no trabalho.
- Criação de um banco de dados relativo aos parâmetros de qualidade para auxílio às atividades de especificação técnica e aquisição de equipamentos.
- Estruturação de um programa de treinamento para usuários dos equipamentos, contemplando os aspectos de controle de qualidade e segurança.

GLOSSÁRIO

Angiografia Imagem de raio x dos vasos sanguíneos feita com o uso de substância contrastante.

Ângstrom Unidade de medida igual a 10^{-8} cm.

Anodo Eletrodo positivo.

Anticorpo Substância capaz de produzir imunidade específica a uma bactéria ou vírus, encontrada no sangue.

Anticorpo Monoclonal Imunoglobulinas, quimicamente idênticas em sua estrutura, produzidas por um grupo de células que são também geneticamente idênticas.

Antineutrino Partícula nuclear neutra emitida num decaimento por emissão de pósitron ou captura de elétron.

Atenuação Qualquer condição que resulte em decréscimo da intensidade de radiação.

Bequerel (Bq) Unidade de atividade do Sistema Internacional (SI) de Unidades, equivalente a 1 desintegração por segundo (1 dps).

Beta (partícula) Elétron cujo ponto de origem é o núcleo atômico, por decaimento ou por transformação de um nêutron em um próton e uma partícula beta (elétron).

Bremsstrahlung (raio x) Emissões fotônicas causadas pela frenagem de partículas Beta na matéria.

Calibrador de Dose Uma câmara de ionização usada para medir doses de radionuclídeos.

Carcinogênico Material que estimula a formação de câncer.

Catodo Eletrodo negativo.

Cintilografia Processo de formação de imagem de distribuição de um radionuclídeo através da detecção de cintilações.

Coefficiente de absorção (μ) Constante que representa a fração de radiação ionizante absorvida por espessura do material absorvente, geralmente dada em cm.

Colimador Dispositivo de blindagem usado para limitar o ângulo de entrada da radiação.

Contador de Poço Cristal de Iodeto de Sódio ativado por Tálcio com um orifício no cristal para acomodar um frasco.

Curie Unidade de decaimento radioativo, equivalente a $3,7 \times 10^{10}$ dps.

Decaimento Desintegração radioativa de um núcleo em um nuclídeo instável.

Dinodo Cada uma das placas carregadas no interior de um tubo fotomultiplicador, usadas para multiplicar e acelerar os elétrons no seu interior.

Dose Quantidade de radiação ionizante absorvida por uma área ou volume específico do corpo, ou pelo corpo inteiro.

- Efeito Compton** Um processo pelo qual um fóton perde energia em colisões com elétrons.
- Eixo de rotação** Em SPECT, linha imaginária que passa pelo centro do anel através do qual a câmara translada.
- Elétrons Auger** Elétrons que participam da produção dos raios x.
- Elétron-Volt (eV)** Energia cinética obtida por um elétron acelerado por uma diferença de potencial de 1 V.
- Energia de Coesão** Energia liberada quando um composto químico é formado; quantidade de energia de estabilização que mantém um núcleon no núcleo atômico.
- Família (atômica)** Conjunto de elementos que têm a mesma configuração eletrônica na camada de valência.
- Fantoma** (1) Modelo ou parte do corpo humano no qual material radioativo pode ser colocado para simular alguma condição *in vivo*. (2) Dispositivo que provê informações acerca do desempenho de um sistema de geração de imagens médicas.
- Fotocatodo** Eletrodo negativo em um tubo fotomultiplicador.
- Fotomultiplicador (Tubo)** Tubo eletrônico que converte fótons luminosos em pulsos elétricos.
- Gama (emissão)** Processo nuclear em que um nuclídeo excitado libera sua energia pela emissão de um fóton nuclear.
- Gerador** Em medicina nuclear, dispositivo que utiliza um nuclídeo “pai” para se obter seu produto, um radionuclídeo “filho”, normalmente por adição de uma subsolução que interage somente com o “filho”.
- Gray (Gy)** Uma nova unidade de dose absorvida, equivalente a 1 J/Kg em qualquer meio.
- Íon** Átomo ou grupo de átomos com uma carga elétrica líquida não nula.
- Ionização** Processo de remoção de elétrons de um átomo a fim de se criar um íon.
- Isóbaros** Nuclídeos que têm o mesmo número total de nêutrons e prótons, mas são elementos diferentes.
- Isótonos** Nuclídeos com o mesmo número de nêutrons mas diferente número de prótons.
- Isótopos** Nuclídeos com o mesmo número de prótons (mesmo elemento) mas diferente número de nêutrons.
- Massa atômica** Massa de um átomo neutro, geralmente expressa em unidades de massa atômica (uma).
- Medidor de Taxa de Atividade** Dispositivo que, em conjunção com um detetor de radiações, mede o nível atividade de um radioisótopo.
- Meia-Vida** Tempo necessário para que uma quantidade física decaia para a metade de seu valor original.

Meia-Vida Biológica Tempo necessário para a eliminação biológica de 50% de uma substância do corpo.

Meia-Vida Física Tempo decorrente para que se reduza à metade a quantidade de radioatividade presente em uma amostra, por decaimento radioativo.

Metaestável Estado excitado de um átomo ou núcleo atômico que possui uma vida mensurável. Também chamado de estado isomérico.

Neutrino Partícula nuclear emitida em um decaimento por emissão de pósitron.

Núcleon Qualquer partícula comumente contida no núcleo de um átomo.

Número atômico (Z) Número de prótons de um átomo.

Radiação de fundo (*background*) Eventos de desintegração não emanados da fonte em estudo.

Radionuclídeo “Pai” Aquele que, por algum processo de decaimento radioativo, direto ou através de uma série de decaimentos, decai para formar um nuclídeo “filho”.

Resolução Capacidade de um sistema de contagem ou imagem de distinguir exatamente dois eventos separáveis no espaço, no tempo, ou em termos de suas energias.

Retroprojeção Uma manipulação, por computador, de dados de imagem adquiridos

Sagital Plano ou seção paralela ao maior eixo do corpo.

Tempo de Resolução Tempo necessário para que um detetor detecte e processe um evento nuclear.

Transmutação Processo nuclear em que um elemento químico é transformado em outro.

Tubo de Raios Catódicos (TRC) Tubo eletrônico de vácuo com uma tela onde informações são mostradas.

Unidade de massa atômica (uma) Exatamente um doze avos da massa do carbono-12, ou $1,661 \times 10^{-24}$ g.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ARIZ, I. S. Efectos biológicos de las radiaciones. In: PIQUERAS, J. L. et al (Ed.). **Medicina nuclear clínica**. Madrid : Marban, p. 15-22, 1994.
- [2] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). **Equipamento eletromédico**. Parte 1 : Prescrições gerais para segurança, NBR IEC 601-1. São Paulo, 1994.
- [3] ASTON, Richard. **Principles of biomedical instrumentation and measurement**. New York : Macmillan Publishing Company, p. 473-487, 1990.
- [4] BRANDSTETTER JR, Walter G. **Estudo de segurança e funcionalidade de equipamentos de ultra-sonografia diagnóstica**. Dissertação de Mestrado – GPEB/CTC/UFSC, Florianópolis, 1998.
- [5] BRUNETTO, Sergio Q.; SILVA, Eduardo T. **Analysis of uniformity in a scintillation camera**. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Anais. Rio de Janeiro, p. 720, 1994.
- [6] BUDINGER, Thomas F.; VAN BROCKLIN, Henry F. Positron-Emission Tomography (PET). In: BRONZINO, Joseph D. (Ed.). **The biomedical engineering handbook**. Boca Raton - Florida : CRC Press, p. 1134-1150, 1995.
- [7] CARR, Joseph J.; BROWN, John M. **Introduction to biomedical equipment technology**. New Jersey : Prentice-Hall, Inc., p. 604-622, 1998.
- [8] CHANDRA, Ramesh. **Nuclear medicine physics - the basics**. New York : Williams&Wilkins, 1998.
- [9] CHRISTIAN, Paul E. Physics of nuclear medicine. In: BERNIER, D. R. et al (Ed.). **Nuclear medicine technology and techniques**. St. Louis: Mosby, p. 35-52, 1994.
- [10] CHRISTIAN, Paul E. Computer Science. In: BERNIER, D. R. et al (Ed.). **Nuclear medicine technology and techniques**. St. Louis: Mosby, p. 86-109, 1994.
- [11] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR (CNEN). **Requisitos de radioproteção e segurança para serviços de medicina nuclear**, CNEN-NN-3.05. Rio de Janeiro, 1997.
- [12] _____. **Diretrizes básicas de radioproteção**, CNEN-NE-3.01. Rio de Janeiro, 1994.
- [13] _____. **Gerência de rejeitos radioativos em instalações radioativas**, CNEN-NE-6.05. Rio de Janeiro, 1994.
- [14] _____. **Serviços de radioproteção**, CNEN-NE-3.02. Rio de Janeiro, 1994.

- [15] CROFT, Barbara Y.; TSUI, Benjamin M. W. Nuclear Medicine. In: BRONZINO, Joseph D. (Ed.). **The biomedical engineering handbook**. Boca Raton - Florida : CRC Press, p. 1046-1076, 1995.
- [16] DEL GUERRA, Alberto. **The status of art of nuclear medicine**. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Anais. Rio de Janeiro, p. 709, 1994.
- [17] EICHLING, John O.; IZZO, Louis M.; MOORE, Marleen M. Radiation safety in nuclear medicine. In: BERNIER, D. R. et al (Ed.). **Nuclear medicine technology and techniques**. St. Louis: Mosby, p. 162-187, 1994.
- [18] GRAHAM, L. S. Scintillation Camera Imaging Performance and Quality Control. In: HENKIN, R. E. et al (Ed.). **Nuclear Medicine**. St. Louis: Mosby, p. 125-146, 1996.
- [19] GUYTON, Arthur C. **Fisiologia Humana**. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1988.
- [20] HICHTWA, Richard D. Production of PET radioisotopes and principles of PET imaging. In: HENKIN, R. E. et al (Ed.). **Nuclear Medicine**. St. Louis: Mosby, p. 279-291, 1996.
- [21] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (IAEA). **Quality control of nuclear medicine instruments**, IAEA-TECDOC-602. Vienna, 1991.
- [22] KARESH, Stephen M. Quality control in the hot lab. In : HENKIN, Robert E. et al (Ed.). **Nuclear Medicine**. St. Louis : Mosby, p. 410-420, 1996.
- [23] LINKS, J. M. Instrumentation. In: BERNIER, D. R. et al (Ed.). **Nuclear medicine technology and techniques**. St. Louis: Mosby, p. 53-85, 1994.
- [24] MARTÍNEZ, J. L.; ORMIJANA, Aedo S. Instrumentación. In: PIQUERAS, J. L. et al (Ed.). **Medicina nuclear clínica**. Madrid : Marban, p. 35-49, 1994.
- [25] MERCK&Co, Inc. **The Merck manual: nuclear medicine – specific organ-imaging procedures**.
<http://www.merck.com/!!trbpB3rEfrbrG2qe2/pubs/mmanual/html/>. November, 1997.
- [26] MIR - NUCLEAR MEDICINE NETWORK ACCESS PAGE. **Nuclear medicine**.
http://members.tripod.com/~Sanghun_kim/index.html, February 1998.
- [27] MOORE, Stephen C. **Physical characteristics of nuclear medicine images**.
<http://www.med.harvard.edu/BWHRad/educat...ne/physics/MooreNM/PhysCharacLesson.html>, November 1997.
- [28] OKUNO, Emico et al. **Física para ciências biológicas e biomédicas**. São Paulo : Harbra Ltda., p. 2-75, 1982.

- [29] PEREIRA, Rodrigo A.; GARCIA, Renato O. **Estudo preliminar para a elaboração de um programa de controle de qualidade para câmaras de cintilação**. IV Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde. Anais. Curitiba - Brasil, p. 69-70, 1998.
- [30] POBLET, José M. et al. **Introducción a la bioingeniería**. Barcelona : Marcombo Editores, 1988.
- [31] ROCHA, Antônio F. G. **Medicina Nuclear - Volumes I e II**. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1979.
- [32] SABBATINI, Renato M. E. **The PET scan: a new window into the brain**. <http://www.epub.org.br/cm/n01/pet/pet.html>, October 1997.
- [33] SLOMKA, Piotr. **Automated analysis of nuclear medicine images**. PhD dissertation. London, Ontario : Slomka, 1995.
- [34] SOCIETY FOR COMPUTER APPLICATIONS IN RADIOLOGY (SCAR). **Lay guide to nuclear medicine**. http://www.dg.com/healthcare/html/nuclear_medicine.html, November 1997.
- [35] WEBSTER, JOHN G. **Clinical engineering : Principles and Practices**. Prentice-Hall, 1979.
- [36] WEBSTER, JOHN G. **Medical instrumentation : Application and Design**. Houghton Mifflin Company, 1992.
- [37] WILLIAMS, Scott C.; MAY, Christopher C. **General nuclear medicine**. <http://nuc-med-read.uthscsa.edu/williams/NucMed/GNUC.HTM#RTFTtoC1>, November 1997.
- [38] YACOVENCO, Alejandro. **Documento não publicado**. São Paulo, 1997.
- [39] ZIMMERMAN, Robert. E. **Instrument quality assurance: what is required**. <http://www.med.harvard.edu/JPNM/physics/zimmerman/robert.html>, November 1997.