UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS DEPARTAMENTO DE FÍSICA

ALINE ALVES OLIVEIRA

DETECTORES DE RADIAÇÃO APLICADOS À MEDICINA NUCLEAR CLÍNICA

ALINE ALVES OLIVEIRA

DETECTORES DE RADIAÇÃO APLICADOS À MEDICINA NUCLEAR CLÍNICA

Monografia apresentada como parte dos requisitos necessários para aprovação do componente curricular Trabalho de Conclusão do Curso de Física.

Orientador: Prof. Nilson Benedito Lopes

MARINGÁ 2011

ALINE ALVES DE OLIVEIRA

DETECTORES DE RADIAÇÃO APLICADOS À MEDICINA NUCLEAR CLÍNICA

Monografia apresentada como parte dos requisitos necessários para aprovação no Curso de Física.

Aprovada em//			
BANCA EXAMINADORA			
Prof. Nilson Benedito Lopes (Orientador)			
Prof(a). Dr(a). Hatsumi Mukai			
Prof. Dr. João Mura			

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, Eduardo e Valdelice pelo apoio e amor em todos os meus anos de vida. Cada um de seus atos foi uma oportunidade que eu tive para crescer e me tornar o que sou.

Aos professores pelo tempo e paciência a mim dedicados e pelo espírito crítico o qual espero, pelo menos em parte, ter adquirido.

Aos meus queridos amigos do curso, quero agradecer os grandes momentos de alegria e também as maratonas de estudos, tão desgastantes, mas, tão necessárias para a nossa formação. Agradeço aos meus amigos Allan, Débora, Fernando, Flávia, Jackes, Leandro, Mateus, Murilo e Kendi a oportunidade maravilhosa de ter compartilhado com eles toda esta faculdade.

À Clínica Núcleo Diagnóstico, que colocou a minha disposição seus profissionais para me ensinar práticas clínicas e por disponibilizar materiais cruciais para este trabalho. Meu sincero agradecimento à Dr(a) Ana e Dr. Fábio pelo tempo disponibilizado e pela confiança.

Agradeço especialmente ao professor Nilson pela orientação, mas acima de tudo, a sua dedicação e apoio, que foram essenciais para que este trabalho fosse realizado.

"Os ideais são como as estrelas, você não conseguirá tocá-las com suas mãos. Mas, como os marinheiros nas águas desertas, elas podem guiá-los, e, seguindo as estrelas, você chegará ao seu destino." (Carl Sagan)

RESUMO

Neste trabalho apresenta-se um estudo dos principais equipamentos utilizados na prática de Medicina Nuclear. Para a compreensão de seu funcionamento e sua aplicabilidade será feito, previamente, um estudo teórico do funcionamento dos detectores de radiação ionizante, bem como de teoria básica de física nuclear. Os equipamentos apresentados aqui serão: o monitor de radiação Geiger-Müller, o calibrador de dose comumente chamado de curiômetro e da câmara de cintilação Gama-Câmara. Estes equipamentos são utilizados diariamente em clínicas de diagnóstico com uso de Física Nuclear e isso será confirmado ao longo do trabalho, ao passo que são apresentadas as imagens e explicações dos procedimentos que foram acompanhados em uma clínica da cidade de Maringá, principalmente dos testes do controle de qualidade. Estes testes devem ser realizados periodicamente e devem apresentar limites de aceitação de acordo com as normas da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). Como será visto, para cada equipamento tem uma lista de testes e este trabalho apresenta todos eles, explicando o procedimento e em anexo traz o resultado de cada um destes testes. Por fim, será realizada uma breve discussão dos resultados dos testes.

Palavras-chave: Detectores, radiação, física nuclear e medicina nuclear.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Modelo atômico de Bohr para o átomo de potássio. *Adaptado de Medicina Nuclear, 2003. Página 4.*

Figura 2.2 - Tabela de Isópotos nucleares. *Disponível em:* http://www.dfn.if.usp.br/pesq/gama/paineis/painel_grupo_files/isotopos_grupo.htm

Figura 3.1 - Exemplo de decaimento alfa. Adaptado de Medicina Nuclear, 2003. Página 7.

Figura 3.2 - Relação nêutrons/prótons. Para elementos de número atômico baixo ambos são aproximadamentes iguais (Z=N). Com o aumento do número atômico há um aumento relativo de nêutrons. Os elementos com núcleo estável tendem a ocorrer ao longo da linha de estabilidade. Adaptado de Elementary Introduction to Nuclear Reator Physics. New York: Wiley,1960.

Figura 3.3 - Esquema simplificado de decaimento para o iodo-131. *Adaptado de Medicina Nuclear, 2003. Página 7.*

Figura 3.4 - Esquema simplificado de decaimento para o flúor-18. *Adaptado de Medicina Nuclear, 2003. Página 8.*

Figura 3.5 - Esquema simplificado do decaimento do tálio-201. *Adaptado de Medicina Nuclear, 2003. Página 8.*

Figura 3.6 - Esquema simplificado de decaimento do molibdênio-99 por emissão de negatron, gerando o tecnécio-99, passando pelo estado intermediário Tc99m. *Adaptado de Medicina Nuclear, 2003. Página 9.*

Figura 3.7 - Curva característica para o decaimento. Controle de Qualidade, teste de linearidade.

Figura 4.1 - Efeito fotoelétrico.

Disponível em: http://www.oocities.org/tomografiademadeira/interacao.html

Figura 4.2 - Espalhamento de Compton. *Disponível em:* http://www.oocities.org/tomografiademadeira/interacao.html

Figura 4.3 - Produção de pares. *Disponível em:*

http://www.oocities.org/tomografiademadeira/interacao.html

Figura 4.4 - Gráfico que apresenta os valores de número atômico e de energia que tornam iguais as probabilidades de ocorrência dos efeitos fotoelétrico e Compton (curva à esquerda) e dos efeitos Compton e produção de par (curva à direita). Física das Radiações: interação da radiação com a matéria; Revista Brasileira de Física Médica. 2009.

Figura 4.5 - Coeficientes de atenuação do chumbo. *Disponível em:* http://www.oocities.org/tomografiademadeira/interacao.html

Figura 5.1 - Variação temporal da corrente em um detector ideal. *Radiation Detection and Mensuarement*

Figura 5.2 - Pulsos de corrente gerados por interações distintas em um detector. *Radiation Detection and Mensuarement*

Figura 5.3 - Modo corrente. Radiation Detection and Mensuarement

Figura 5.4 - Pré-amplificador conectado em um detector. *Radiation Detection and Mensuarement*

Figura 5.5 - Tensão versus tempo na saída de um pré-amplificador sensível a carga. (a) Detector ideal. (b) O sinal de voltagem V(t) para o caso de uma constante de tempo muito menor que o tempo de coleta. (c) O sinal de voltagem V(t) para o caso de uma constante de tempo maior que o tempo de coleta. *Radiation Detection and Mensuarement*

Figura 5.6 - Largura a meia altura. *Radiation Detection and Mensuremeant*

Figura 5.7 - Boa resolução e baixa resolução em um mesmo detector. Radiation Detection and Mensuremeant

Figura 5.8 – Tempo morto. *Radiation Detection and Mensuremeant*

Figura 5.9 - Mobilidade eletrônica em gases. *Disponível em:* http://www.lip.ualg.pt/arquivo/tesesoniarodrigues.pdf

Figura 5.10 - Multiplicação de cargas (avalanche) próximo ao fio do ânodo. *Instrumentação Nuclear.*

Figura 5.11 - Princípio básico do funcionamento de um detector a gás de placas paralelas. *Disponível em: http://www.lip.ualg.pt/arquivo/tesesoniarodrigues.pdf*

Figura 5.12 - Curva característica e regiões para detectores a gás. *Disponível em:* http://dc177.4shared.com/doc/VdBQAmma/preview.html

Figura 5.13 - Corrente versus tensão em uma câmara de ionização. *Radiation Detection and Mensuarement*

Figura 5.14 - Caneta dosimétrica. Disponível em: http://www.cmarques.com.br/index.php?p=2&pp=6 http://www.tecnologiaradiologica.com/materia_deteccao.htm

Figura 5.15 - Descarga num detector Geiger. Radiation Detection and Mensuarement

Figura 5.16 - Geiger-Müller. Disponível em: http://www.aztecresearch.net/geiger.htm

Figura 5.17 Conversões de energia que ocorrem no processo de detecção de radiação por detectores cintiladores.

Figura 5.18 - Multiplicação eletrônica numa fotomultiplicadora. *Radiation Detection and Mensuarement*

Figura 6.1 - Exemplo de um Geiger-Müller. Modelo Inspector Alert.

Figura 6.2 - Descrição das partes do Geiger-Müller Inspector Alert. *Manual do Geiger* Inspector Alert.

Figura 6.3 - Exemplo de curiômetro.

Figura 6.4 - Imagem esquemática de um calibrador de dose. *Disponível em:* http://dc177.4shared.com/doc/VdBQAmma/preview.html

Figura 6.5 - Gama-câmara GE Millennium MG. *Disponível em:* http://www.medx-inc.com/ge_mg.html

Figura 6.6 - Esquema simplificado de uma gama-câmara. Medicina Nuclear, 2003. Página 19.

Figura 6.7 - O paciente como fonte de fótons. O desenho superior ilustra absorção e difusão de um fóton primário. Este nunca atinga o detector. O desenho do meio demonstra a atividade do fundo atingindo o cristal, proveniente da parte posterior ao órgão alvo ou de suas circunvizinhanças. O desenho inferior ilustra o objeto e os fótons de fundo difundidos em direção ao detector. *Medicina Nuclear*, 2003. Página 23.

Figura 6.8 - Interação dos fótons provenientes do paciente com o detector, e um colimador de furos paralelos simplificado. O colimador faz uma discriminação direcional para raios primários e fótons difundidos. Ele não elimina a radiação de fundo nem os fótons difundidos, que viajam para o detector dentro da geometria de aceitação do campo de visão do detector. Bons fótons são os primários que se originam no órgão alvo e que viajam paralelamente ao eixo do campo de visão do colimador, e que não sofrem difusão. *Medicina Nuclear, 2003. Página 23.*

Figura 6.9 - Tipos de colimadores usados em câmaras de cintilação. *Tese de mestrado de Sônia Isabel do Espírito Santo Rodrigues.*

Figura 6.10 - Parâmetros geométricos de um colimador de furos paralelos. *Tese de mestrado de Sônia Isabel do Espírito Santo Rodrigues*.

Figura 6.11 - Fotomultiplicadoras de forma circular (esquerda) e hexagonal (direita). *Medicina Nuclear, 2003. Página 26.*

Figura 6.12 - Função de dispersão para uma fonte pontual. *Tese de mestrado de Sônia Isabel do Espírito Santo Rodrigues.*

SUMÁRIO

1	INT	ΓRΟΙ	DUÇÃO	1
2	FÍS	ICA :	NUCLEAR	3
	2.1	HIS	STÓRIA DA FÍSICA NUCLEAR	3
	2.2		NÚCLEO ATÔMICO	
			OTOPOS E SUAS APLICAÇÕES	
		3.1	ISÓTOPOS USADOS EM MEDICINA NUCLEAR	
3	DE	CAIN	MENTO NUCLEAR	8
	3.1	DE	CAIMENTO ALFA	8
	3.2	DE	CAIMENTO BETA	9
	3.	2.1	DECAIMENTO POR NÉGATRON	
	3.	2.2	DECAIMENTO POR PÓSITRON	11
	3.	2.3	CAPTURA ELETRÔNICA	12
	3.3	DE	CAIMENTO GAMA	13
	3.4	TE	ORIA DO DECAIMENTO	14
	3.4	4.1	LEI DE DECAIMENTO E ATIVIDADE	14
	3.4	4.2	MEIA- VIDA E VIDA MÉDIA	16
	3.4	4.3	MEIA-VIDA BIOLÓGICA E MEIA-VIDA EFETIVA	16
4	INT	ΓER.A	AÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA	18
	4.1	IN	ΓERAÇÃO COM PARTÍCULAS CARREGADAS	18
	4.2	IN	ΓERAÇÃO COM RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA	19
		2.1	EFEITO FOTOELÉTRICO	
	4.	2.2	EFEITO COMPTON	20
	4.	2.3	PRODUÇÃO DE PARES	21
			SECÇÃO DE CHOQUE	
5	DE'	TEC	ΓORES DE RADIAÇÃO	25
	5.1		OPRIEDADES GERAIS	
			DETECTOR IDEAL	25

	5.1.2	MODOS DE OPERAÇÃO	26
	5.1.3	SENSIBILIDADE	29
	5.1.4	ENERGIA DE RESOLUÇÃO	29
	5.1.5	TEMPO MORTO	30
	5.1.6	MOBILIDADE DAS CARGAS	31
	5.1.7	AVALANCHE	32
	5.2 DE	TECTORES A GÁS	34
	5.2.1	CÂMARA DE IONIZAÇÃO	35
	5.2.2	DETECTOR PROPORCIONAL	
	5.2.3	GEIGER-MÜLLER	38
	5.3 DE	TECTORES CINTILADORES	39
6	EQUIPA	AMENTOS DETECTORES APLICADOS À MEDICINA NUCLEAR	43
	6.1 GE	IGER-MÜLLER	43
	6.2 CU	RIÔMETRO	44
	6.3 GA	MA-CÂMARA	46
	6.3.1	CARACTERÍSTICAS DE UMA GAMA-CÂMARA	
7	CONTR	OLES DE QUALIDADE	56
	7.1 GE	IGER- MÜLLER	56
	7.2 CU	RIÔMETRO	57
	7.2.1	EXATIDÃO	57
	7.2.2	LINEARIDADE	58
	7.2.3	PRECISÃO	58
	7.2.4	REPRODUTIBILIDADE	59
	7.3 GA	MA-CÂMARA	60
	7.3.1	UNIFORMIDADE DE CAMPO	60
	7.3.2	RESOLUÇÃO ESPACIAL (INTRÍNSICA E DO SISTEMA)	63
	7.3.3	LINEARIDADE	64
	7.3.4	SENSIBILIDADE	64
	7.3.5	RESOLUÇÃO ENERGÉTICA	64
	7.3.6	CENTRO DE ROTAÇÃO	65
	7.4 DIS	SCUSSÃO DOS RESULTADOS	66

8	CONCLUSÃO	68
9	ANEXOS	69
	ANEXO 1: CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO GEIGER- MÜLLER	69
	ANEXO 2: TESTES DE CONTROLE DE QUALIDADE DO CURIÔMETRO	74
	ANEXO 3: TESTES DE QUALIDADE DO GAMA-CÂMARA	80
	ANEXO 4: TESTES DE QUALIDADE QUE APRESENTARAM INADEQUAÇÕES	89
A]	PÊNDICE A: TABELA PERIÓDICA	92
Al	PÊNDICE B: MODELO PADRÃO DE PARTÍCULAS ELEMENTARES	93
A]	PÊNDICE C: ESPECTRO ELETROMAGNÉTICO	94
10	0 REFERÊNCIAS	95

1 INTRODUÇÃO

Conforme vem se avançando o conhecimento acerca dos fenômenos físicos da radiação, as aplicações surgem de forma natural. Hoje a radiação ionizante é aplicada nas mais variadas áreas, como, indústrias, hospitais, clínicas de diagnóstico, engenharia civil e produção energética, sendo utilizada para diferentes fins. É evidente a dependência da sociedade atual com a radioatividade, e se não for muita pretensão dizer, que essa dependência aumentará com o tempo, principalmente no âmbito energético.

As aplicações das radiações ionizantes requerem o uso de um detector de radiação, ou seja, um equipamento que tenha sensibilidade para informar a presença da radiação, ou mesmo para quantificá-la. São extremamente importantes também no que diz respeito à proteção radiológica, pois não se pode ver, cheirar, ouvir ou tocar essa radiação.

Assim, uma área que se desenvolveu expressivamente desde a descoberta dos Raios-X, foi a detecção da radiação. O estudo dos detectores está ligado à compreensão das interações que ocorrem no material sensível ao detector. O descobrimento de novas propriedades em materiais e criação de outros novos contribuíram para o aperfeiçoamento desses equipamentos.

Os primeiros detectores de radiação ionizante foram chapas fotográficas, sendo elas também as pioneiras na Medicina Nuclear. No entanto, o denominador comum de todos dispositivos usados na prática da Medicina Nuclear contemporânea, para calibração de doses administradas, monitoração de área e obtenção de imagem é a conversão da radiação ionizante em energia elétrica.

Para a prática da Medicina Nuclear a detecção da radiação é fundamental. A quantidade de radioatividade administrada aos pacientes deve ser medida e documentada, e as áreas onde este trabalho é exercido devem ser monitoradas para manter a segurança, tanto da equipe de trabalho quanto dos pacientes. Já em diagnósticos, a radioatividade emitida pelo paciente deve ser detectada para permitir uma localização temporal e espacial, necessária para a criação de imagens.

Este trabalho aborda inicialmente conceitos importantes de Física Nuclear, como modelo atômico, isotopia e isótopos usados em Medicina Nuclear. Será visto teoria de decaimento nuclear, mostrando seus diferentes tipos e seus principais conceitos. A posteriori será analisado o comportamento da radiação ao penetrar na matéria, fazendo uma distinção entre as partículas carregadas e a radiação eletromagnética, a fim de compreender como se dá o ato de detectar essas radiações.

Depois de feito um estudo teórico dos conceitos e resultados da física nuclear; o Capítulo 5 vai abordar os princípios básicos dos detectores de radiação ionizante. Para cada tipo de detector, serão explicadas suas características, os fenômenos envolvidos, suas vantagens e desvantagens.

O Capítulo 6 traz exemplos dos detectores apresentados no capítulo 5 aplicados em medicina nuclear clínica. A descrição desses equipamentos e suas aplicabilidades são os objetivos propostos neste capítulo. Por fim, o Capítulo 7 mostram-se os controles de qualidade que devem ser realizados nesses equipamentos. Será feita uma descrição desses testes, bem como, a periodicidade e os limites permitidos determinados pelas normas da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN).

2 FÍSICA NUCLEAR

Esta área da ciência teve início a partir da evolução do conceito científico acerca da estrutura atômica, ou seja, da Física Atômica.

A Física Nuclear tem como objeto de estudo o núcleo atômico e suas propriedades. Os núcleos possuem propriedades que podem ser classificadas como estáticas, sendo elas a carga, tamanho, forma, massa, energia de ligação, spin, momento eletromagnético, entre outras; e dinâmicas como por exemplo, a radioatividade, estados excitados e reações nucleares.

Estas propriedades são analisadas através de modelos nucleares que são baseados na mecânica quântica, relatividade e teoria quântica de campos. A descoberta de que os núcleons (prótons e nêutrons) são na realidade compostos por partículas ainda menores, redirecionou o interesse dos físicos nucleares para a investigação dessas novas partículas e suas interações, com isto, atualmente os domínios da pesquisa da Física Nuclear e da Física de Partículas se tornaram interligados.

2.1 HISTÓRIA DA FÍSICA NUCLEAR

A Física Nuclear nasceu em 1895 com o físico alemão Wilhelm Röntgen, durante um experimento com tubo de raios catódicos. Ele constatou que a colisão dos elétrons com as paredes do tubo, de alguma forma, dava origem a uma radiação invisível, para essa radiação misteriosa ele deu o nome de Raios-X. No ano seguinte, o físico francês Henri Becquerel em seus estudos com a pechblenda, um minério de rádio e urânio, percebeu que o minério sensibilizava chapas fotográficas. Para entender o fenômeno observado, Becquerel realizou estudos mais avançados e concluiu que a radiação emitida pelo minério se tratava de radiação beta (elétrons) e de partículas alfa (núcleos de hélio). Então, em 1896 Pierre e Marie Curie deu o nome "radioatividade" a este fenômeno. Em 1898 foram isolados os elementos polônio e rádio do minério da pechblenda. O rádio foi usado mais tarde para tratamentos médicos. Em 1898, Samuel Prescott mostrou que as bactérias nos alimentos poderiam ser destruídas pela radiação, surgindo a aplicação da radiação em esterilização de alimentos, hoje um processo muito comum.

Em 1900, o físico francês Paul Ulrich Villard, descobriu outra forma de radiação emitida pela pechblenda: os raios gama, que possuiam características semelhantes aos Raios-X. Já em 1902, Ernest Rutherford mostrou que a radioatividade era um evento espontâneo que emitia uma partícula alfa ou beta do núcleo, criando um elemento diferente. Ele passou a desenvolver uma melhor compreensão dos átomos e em 1919 ele disparou partículas alfa a partir de uma fonte de rádio em nitrogênio e descobriu que estava ocorrendo rearranjo nuclear, formando de oxigênio. Niels Bohr era um outro cientista que contribuiu para a nossa compreensão do átomo e formulou um modelo de átomo a partir do modelo planetário de Rutherford.

Em 1911, Frederick Soddy descobriu que os elementos naturalmente radioativos tinham um número diferente de nêutrons comparados com elementos de mesmo número atômico, chamando-os de isótopos. Também em 1911, George de Hevesy

mostrou que radionuclídeos podiam ser usados como marcadores, pois mesmo em pequenas quantidades, eles podiam ser facilmente detectados com instrumentos simples.

Em 1932 James Chadwick descobriu o nêutron. Também neste ano, Cockcroft e Walton induziram as transformações nucleares pelo bombardeio de átomos com prótons acelerados, e em seguida, em 1934, Irene Curie e Fréderic Joliot descobriram que algumas dessas transformações permitiam criar radionuclídeos artificiais. No ano seguinte, Enrico Fermi descobriu que uma variedade muito maior de radionuclídeos artificiais poderiam ser formadas quando nêutrons fossem usados em vez de prótons.

Fermi continuou suas experiências, principalmente, produzindo elementos mais pesados a partir de seus alvos, e também, com o urânio foi possível obter elementos muito mais leves. No final de 1938, Otto Hahn e Fritz Strassman mostraram que os elementos mais leves formados, bário e outros, tinham cerca de metade da massa do urânio, demonstrando assim, que uma fissão atômica deveria ter ocorrido.

Lise Meitner e seu sobrinho Otto Frisch, trabalhando com Niels Bohr, explicaram a fissão nuclear sugerindo que o nêutron era capturado pelo núcleo, causando uma 'vibração severa' e que isso levava à divisão do núcleo em duas partes. Eles calcularam a energia liberada a partir desta fissão obtendo o valor de cerca de 200 milhões de elétron-volts. Frisch, em seguida, confirmou este número experimentalmente. Esta foi a primeira confirmação experimental do trabalho de Albert Einstein sobre a equivalência entre massa e energia, publicado em 1905.

A partir daí, muitos outros modelos atômicos surgiram, e a Física Quântica estava presente em todas as teorias. Com o avanço dos experimentos e do conhecimento, a ciência presenciou o nascimento de diversas partículas que compunham a matéria, algumas, primeiramente, na teoria e depois com sua detecção, enquanto outras os experimentos indicavam sua presença. Para esse enxame de novas partículas todo um arranjo teórico teve que ser desenvolvido, com isso, mais um ramo da Física surgiu: a Física de Partículas.

2.2 O NÚCLEO ATÔMICO

O núcleo atômico foi proposto por Ernest Rutherford em 1911 após realizar um experimento em que se incidiu um feixe de partículas α sobre uma folha de ouro. Ele constatou que as partículas podiam ser desviadas por ângulos superiores a 90°. Para explicar esse fenômeno, Rutherford propôs um novo modelo atômico, o modelo planetário, no qual todas as cargas positivas, e consequentemente, toda sua massa, estariam concentradas numa pequena região e os elétrons orbitariam esse núcleo. Embora esse modelo explicasse o fenômeno de espalhamento, ele trazia consigo outro problema: a estabilidade do átomo. [1]

Esse problema levou a Niels Bohr formular outro modelo da estrutura atômica, que se parecia muito ao modelo planetário, mas com uma diferença crucial, em vez da infinidade de órbitas que seriam possíveis, o elétron poderia somente se mover em órbitas bem definidas.

Essa quantização das órbitas safisfaziam os dados experimentais que apresentavam valores discretos de comprimento de onda da radiação emitida pelo átomo.

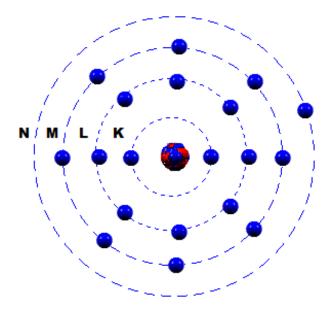


Figura 2.1 - Modelo atômico de Bohr para o átomo de potássio.

O modelo proposto por Bohr foi formulado segundo quatro postulados:

- 1) Um elétron em um átomo se move em uma órbita circular em torno do núcleo sob influência da atração coulombiana entre o elétron e o núcleo, obedecendo às leis da mecânica clássica.
- 2) Em vez da infinidade de órbitas que seriam possíveis segundo a mecânica clássica, um elétron só pode se mover em uma órbita na qual seu momento angular orbital L é um múltiplo inteiro de \hbar (a constante de Planck dividida por 2π).
- 3) Apesar de estar constantemente acelerado, um elétron que se move em uma dessas órbitas possíveis não emite radiação eletromagnética. Portanto sua energia E permanece constante.
- 4) É emitida radiação eletromagnética se um elétron, que se move inicialmente sobre uma órbita de energia total E_i , muda seu movimento descontinuamente de forma a se mover em uma órbita de energia total E_f . A freqüência da radiação emitida v é igual à quantidade (E_i E_f) dividida pela constante de Planck h. [3]

A hipótese do núcleo esclareceu, de imediato, muitos fenômenos da radioatividade. A partícula α foi identificada como um núcleo do átomo de hélio, e as leis de decaimento radioativo passaram a ser representadas como produtos finais da alteração das quantidades de núcleons após emissões α e β . Entende-se por núcleons as partículas que compõem o núcleo: os prótons e os nêutrons. [1]

Hoje, sabe-se que o modelo de Bohr é bastante simplista para explicar todos os fenômenos atômicos com precisão. No entanto, esse modelo é suficiente para explicar as interações básicas de interesse neste trabalho.

2.3 ISÓTOPOS E SUAS APLICAÇÕES

Um elemento químico¹ é identificado pelo número de prótons existentes em seu núcleo (número atômico), mas nem todos os átomos de um mesmo elemento apresentam o mesmo número de nêutrons. Essa variação é, precisamente, o que distingue os isótopos.

Entre 1906 e 1907, vários pesquisadores mostraram que a mistura de iônio e tório não podia ser separada por nenhum processo químico. Pelo critério da indistinguibilidade química, comprovou-se que a mistura era na verdade composta de duas espécies radioativas do mesmo elemento: tório-230 (iônio) e tório-232. [1]

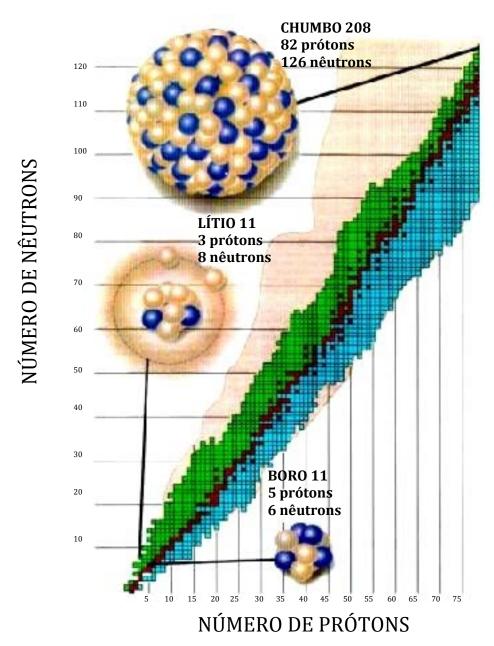


Figura 2.2 - Tabela de Isópotos nucleares. [14]

¹ Vide Apêndice A: Tabela Periódica.

Em vermelho: Os núcleos estáveis encontrados na natureza.

Em azul: Os núcleos que possuem mais prótons em comparação com os núcleos estáveis.

Em verde: Os núcleos que possuem mais nêutrons comparados com os núcleos estáveis. Em rosa: São núcleos muito ricos em prótons ou em nêutrons. Estes núcleos são chamados de Núcleos Exóticos e possuem características muito diferentes que a maioria dos outros núcleos e escapam às explicações fornecidas pelos modelos existentes, gerando um grande desafio para a física nuclear teórica. A grande maioria destes núcleos ainda não foram medidos experimentalmente. [14]

Praticamente todos os elementos químicos presentes em substâncias minerais e na atmosfera tem em sua constituição vários isótopos. O hidrogênio, por exemplo, o átomo mais simples do ponto de vista estrutural, apresenta-se com três isótopos distintos: o hidrogênio propriamente dito, de massa 1 u.m.a. (unidade de massa atômica), com abundância superior a 99%; o deutério, com 2 u.m.a., constituinte da água pesada, empregada na refrigeração de reatores nucleares; e o trítio, com 3 u.m.a., instável e radioativo. Entre os halogênios, o bromo é uma combinação de seus isótopos 79 e 81, enquanto o flúor apresenta uma única variedade isotópica que é o flúor-18.

2.3.1 ISÓTOPOS USADOS EM MEDICINA NUCLEAR

Os isótopos têm inúmeras aplicações na medicina, na indústria e na pesquisa científica. Os isótopos radioativos são comprovadamente eficazes como traçadores em alguns métodos de diagnósticos. Por serem quimicamente idênticos aos isótopos estáveis, podem ser detectados, no entanto, são eliminados rapidamente pelo paciente. [4]

O iodo-131 se emprega para avaliar, por exemplo, a atividade da glândula tireóide, onde o isótopo se acumula. Usa-se o fósforo-32 para identificar tumores malignos, porque as células cancerígenas tendem a acumular fosfatos em quantidade maior do que as células normais. Isótopos radioativos como o cobalto-60 e o césio-137 são usados no tratamento do câncer. [4]

3 DECAIMENTO NUCLEAR

Os núcleos instáveis que se originaram de fenômenos naturais ou que foram produzidos artificialmente são denominados *radioativos* e o processo que ocorre no decaimento desses núcleos é chamado de *decaimento radioativo* ou *radioatividade*. Os decaimentos nucleares ocorrem sempre que um núcleo, contendo certo número de núcleons, encontra-se em um estado cuja energia não é a mais baixa para esse sistema. Quase sempre, o núcleo é levado a um estado instável como conseqüência de uma reação nuclear, que pode ser, por exemplo, reações nucleares produzidas em aceleradores de partículas, esse processo de produção de elementos instáveis ocorreu naturalmente há bilhões de anos durante a formação do Universo. [3]

O decaimento radioativo pode ser dividido em três categorias. Uma delas é o decaimento α que consiste na emissão espontânea de uma partícula α por um núcleo de número atômico elevado. Este processo é responsável pela existência de um limite superior de números atômicos dos elementos químicos que ocorrem na natureza. Outro tipo de decaimento nuclear é o decaimento β que nada mais é que a emissão ou absorção espôntanea de um elétron ou pósitron por um núcleo. Finalmente, o terceiro tipo de decaimento nuclear é o decaimento γ , que consiste na emissão espontânea de fótons de alta energia pelo núcleo por ocasião de uma transição entre um estado excitado para um estado de energia inferior.

3.1 DECAIMENTO ALFA

Neste processo, um núcleo pai instável decai nos núcleos filhos através da emissão de uma partícula α , que nada mais é que um núcleo de hélio (2 He 4). Tal fenômeno ocorre espontaneamente, porque ele é favorecido por questões de energia, ou seja, a massa do núcleo pai é maior que a soma das massas do núcleo fillho mais a massa da partícula α . A redução da massa nuclear no decaimento acontece devido à redução da energia coulombiana do núcleo quando sua carga inicial Ze perde uma carga 2e por ocasião da emissão da partícula α . A diferença de massa entre o núcleo pai e os produtos finais, que são o núcleo filho e a partícula alfa, se transforma basicamente em energia cinética para a partícula alfa. Essa energia pode ser calculada usando o princípio de equivalência de massa-energia. Desprezando os equivalentes em massa das energias de ligação dos elétrons atômicos, a energia E de decaimento α pode ser escrita em termos das massas atômicas do núcleo pai, $M_{Z,4}$, do núcleo filho, $M_{Z-2,A-4}$, e da partícula α , $M_{2,4}$, como: [3]

$$E = [M_{Z,A} - (M_{Z-2,A-4} + M_{2,4})] c^2$$
 (1)

O decaimento α é comum para elementos com alto número atômico da tabela periódica. Por exemplo, o rádio-226 (226 Ra) decai para radônio-222(222 Rn) emitindo uma partícula α .

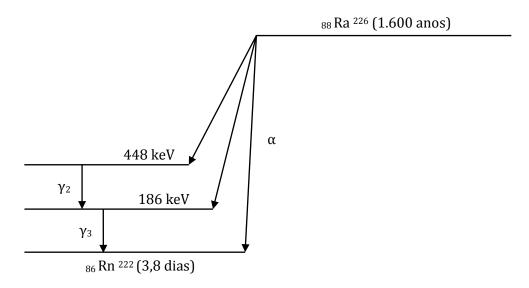


Figura 3.1 - Exemplo de decaimento alfa.

A Figura 3.1 mostra um esquema simplificado para o decaimento do ²²⁶Ra, podemse observar três partículas α diferentes. Uma atinge o estado de ²²²Rn de forma direta. As duas outras geram um ²²²Rn em estado excitado, ocorrendo uma emissão posterior de radiação gama para chegar a um estado mais estável. No esquema completo de decaimento do ²²⁶Ra, partículas alfa adicionais estão presentes, mas são pouco abundantes. Para este decaimento, a energia excedente da diferença das massas, além de se transformar em energia cinética da partícula alfa, também gera radiação gama. [4]

3.2 DECAIMENTO BETA

Para elementos químicos com número atômico baixo, o número de prótons de nêutrons é praticamente igual. Conforme o número atômico aumenta, a relação de nêutrons e prótons aumenta para os núcleos estáveis. A Figura 3.2 traz um gráfico desta relação, nele também está sendo mostrada a linha empírica de estabilidade. Observe que a linha da estabilidade diverge da linha de N=P, ou seja, os elementos da tabela periódica são estáveis para baixos valores de número atômico.

À direita da linha de estabilidade estão os átomos ricos em nêutrons, isto é, núcleos com mais nêutrons que o isótopo estável, e à esquerda se encontram os átomos ricos em prótons. Esta observação é importante para prever o modo de decaimento radioativo de um núcleo instável. Ocorre que o decaimento tende a aproximar o núcleo filho da linha de estabilidade. Isso significa que se um núcleo instável possui mais nêutrons que seu isópoto estável, o decaimento será de tal forma a reduzir a relação N/P, e vice-versa para núcleos ricos em prótons. [8]

Esse decaimento pode se realizar de três maneiras: pela emissão da partícula β -, pela emissão da partícula β + e por captura eletrônica.

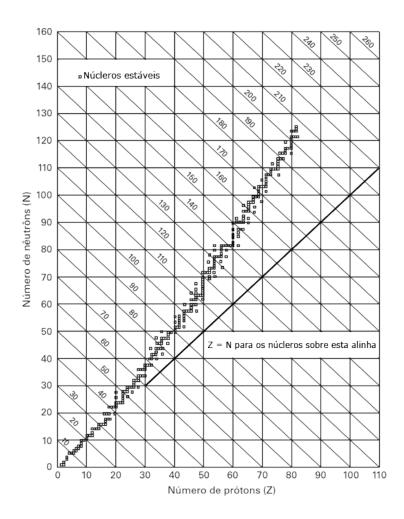


Figura 3.2 - Relação nêutrons/prótons. Para elementos de número atômico baixo ambos são aproximadamentes iguais (Z=N). Com o aumento do número atômico há um aumento relativo de nêutrons. Os elementos com núcleo estável tendem a ocorrer ao longo da linha de estabilidade.

3.2.1 DECAIMENTO POR NÉGATRON

O elétron é uma partícula elementar prevista no modelo padrão² que pode ter carga elétrica positiva ou negativa. O termo *négatron* é usado para o elétron negativo e *pósitron* para o elétron positivo. O processo de decaimento por negatron envolve a conversão de um nêutron do núcleo em um próton, produzindo um elétron e um antineutrino.

$$n \to p + \beta^- + \bar{\nu} \tag{2}$$

Isso acontece, por exemplo, no decaimento do tório 90 Tn231 em protactínio 91 Pa231

$$_{90}\text{Tn}^{231} \rightarrow _{91}\text{Pa}^{231} + \beta^{-} + \bar{\nu}$$
 (3)

² Vide Apêndice B: Modelo Padrão de Partículas Elementares.

Outro exemplo é o iodo-131 (53 prótons e 78 nêutrons), o iodo estável tem número de massa 127 (53 prótons e 74 nêutrons), esse isótopo possui quatro nêutrons excedentes, então, este radionuclídeo sofrerá um decaimento β. Este processo pode ser observado na Figura 3.3.

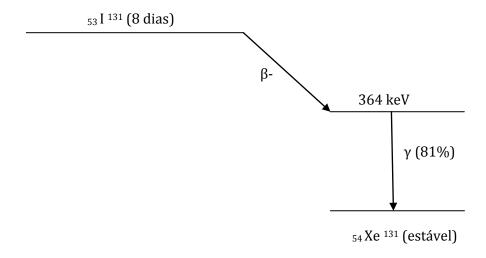


Figura 3.3 - Esquema simplificado de decaimento para o iodo-131.

Neste tipo de decaimento a massa atômica não se altera, mas o número atômico aumenta em 1. O nuclídeo filho, xenônio-131, diferentemente do iodo-131, tem um próton a mais no núcleo e é estável. O esquema está bastante resumido, ele somente mostra a passagem do elemento pai para o elemento filho. No processo real, são liberadas partículas β com seis energias diferentes e dezenove radiações γ diferentes, a radiação gama com valor de energia igual a 364 keV ocorre em 81% das transições. [4]

3.2.2 DECAIMENTO POR PÓSITRON

O decaimento por pósitron, diferente do decaimento por négatron, ocorre a transmutação do próton, isto é, o próton é convertido em um nêutron, um pósitron e um neutrino. [6]

$$p \to n + \beta^+ + \nu \tag{4}$$

Esse processo resulta em um decréscimo do número atômico entre os elementos pai e filho, resultando num aumento da relação N/P. Analisando novamente a Figura 3.2, tem-se que o decaimento β + ocorre com elementos pobres em nêutrons, assim eles 'ganham' nêutrons para ficar mais estáveis. [6]

Esse tipo de emissão está ilustrado na Figura 3.4 para o decaimento do flúor-18.

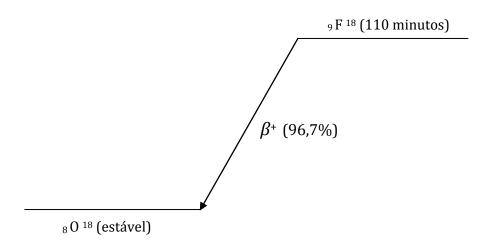


Figura 3.4 - Esquema simplificado de decaimento para o flúor-18.

No decaimento por pósitron, uma massa m_e (massa do elétron) deixa o núcleo na forma de uma partícula β^+ e o elemento filho perde também um elétron no seu orbital para atingir novamente a neutralidade das cargas. Sendo assim, a energia mínima necessária para a emissão de um pósitron é de 1,02Mev, pois essa quantidade é energia equivalente à massa de dois elétrons, $2m_e$. [8]

3.2.3 CAPTURA ELETRÔNICA

Quando a emissão de pósitron não é energicamente possível, ou seja, quando a energia máxima de transição é menor que 1,02 MeV, a forma de decaimento ocorre por captura eletrônica (CE). Na captura eletrônica um elétron orbital é incorporado ao núcleo, e ocorre conversão de um próton em nêutron e um neutrino. [4]

$$p + \beta^{-} \to n + \nu \tag{5}$$

O elétron capturado pode ser das camadas K ou L, mas geralmente ocorre com a camada K, como surgirá vacância no local, ela será preenchida pela transição de um elétron da camada mais próxima. Ao passar de um estado menos ligado para outro mais ligado (por estar mais próximo ao núcleo), o excesso de energia do elétron é liberado na forma de Raios-X característico, uma onda eletromagnética³, cuja energia é igual à diferença de energia entre o estado inicial e o final. A denominação "característico" se deve ao fato dos fótons emitidos serem monoenergéticos e assim, eles podem revelar detalhes da estrutura eletrônica do elemento químico. [4]

³ Vide Apêndice C: Espectro Eletromagnético.

O tálio-201 decai por captura eletrônica para o mercúrio. A Figura 3.5 mostra o esquema, veja pela análise de número atômico que o nuclídeo filho tem um próton a menos que o pai, no entanto, continua com a mesma massa atômica. [4]

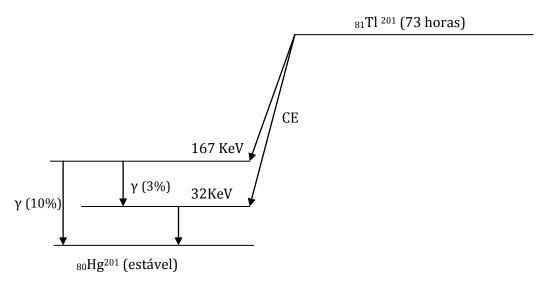


Figura 3.5 - Esquema simplificado do decaimento do tálio-201.

Uma questão importante é a probabilidade de ocorrer captura eletrônica, ela aumenta com a diminuição da energia de transição, ou com o aumento do número atômico.

3.3 DECAIMENTO GAMA

Nenhum radionuclídeo sofre somente decaimento radioativo por emissão gama. Geralmente depois de sofrer decaimento beta ou alfa, o elemento emite radiação gama para chegar em seu estado de menor energia, ou seja, para ficar mais estável. Os raios gama ou fótons gama são radiações eletromagnéticas ionizantes que se originam em núcleos atômicos instáveis excitados. É possível, também, obter raios gamas provenientes da aniquilação pósitron-négatron, eles tem energia de 511KeV, cada.

TRANSIÇÃO ISOMÉRICA

Como já foi comentado, não existe decaimento γ isolado, no entanto, para alguns radionuclídeos existe um estado intermediário com meia-vida mensurável chamado de estado *metaestável*. O conceito de metaestabilidade não é tão simples, mas ele pode ser simplificado quando se considera o tempo entre os decaimentos. Por exemplo, muitos raios gamas são emitidos quase imediatamente (10^{-12} segundos) após o processo primário de decaimento, seja para decaimento α ou β . Quando o estado excitado intermediário dura mais que 10^{-9} segundos, usa-se o termo *metaestável*, e a letra m é colocada logo após o número de massa para indicar o fenômeno. Esse processo é isomérico pois o número atômico não se altera. [4]

Para a Medicina Nuclear um radionuclídeo bastante usado devido a essa propriedade de metaestabilidade é o molibdênio-99. Ele decai emitindo uma partícula beta e se torna o tecnécio-99 metaestável, com meia-vida de 6 horas. Assim, é possível administrá-lo para o uso em aplicações clínicas. A Figura 3.6 mostra um esquema simplificado desse processo. O Tc^{99m} é muito vantajoso porque emite radiação gama pura, isto é, não se associa a nenhuma partícula, e é também de baixa energia, dessa forma, produz baixas doses de radiação ao paciente. [4]

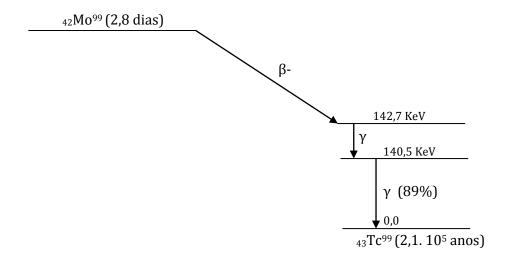


Figura 3.6 - Esquema simplificado de decaimento do molibdênio-99 por emissão de negatron, gerando o tecnécio-99, passando pelo estado intermediário Tc^{99m} .

3.4 TEORIA DO DECAIMENTO

Alguns conceitos são importantes para diferenciar e qualificar os processos de decaimento, a seguir será apresentado alguns deles.

3.4.1 LEI DE DECAIMENTO E ATIVIDADE

A probabilidade de que qualquer núcleo decaia dentro de um pequeno intervalo de tempo é independente de qualquer influência externa, incluindo o decaimento de outro núcleo. Pensando assim, sendo P(dt) a probabilidade de um núcleo decair em um intervalo de tempo dt, tem-se:

$$P(dt) \propto dt$$
 (6)

Logo, pode-se admitir uma constante de proporcionalidade λ , tal que (6) é reescrita como:

$$P(dt) = \lambda \, dt \tag{7}$$

A constante λ é conhecida como *constante de tempo*, ela traz informações sobre o decaimento radioativo do radioisótopo em questão. Se em um tempo t se tem N núcleos radioativos o número de núcleos que decaem em um intervalo dt será a probabilidade de decaimento multiplicada por N. Assim,

$$-dN = P(dt)N \tag{8}$$

$$-dN = \lambda Ndt \tag{9}$$

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N = A \tag{10}$$

Essa taxa de desintegração, conhecida também por *atividade* da amostra radioativa é definida como o número de desintegrações ou decaimento, que ocorrem por unidade de tempo. A unidade mais usada para medir a atividade é o *Curie*. Esta unidade tinha como base a taxa de desintegração de um grama de rádio e era definida como 3,7 x 10¹⁰ desintegrações por segundo (dps). Hoje sabe-se que a taxa de desintegração de 1g de rádio é ligeiramente diferente de 1 curie, mas a definição quantitativa se mantém. Para aplicações em medicina nuclear, mais especificamente em diagnósticos, envolve atividade da ordem de microcurie a milicurie. [6]

Integrando a equação (10) obtem-se a clássica equação que mostra o comportamento exponencial do decaimento:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \tag{11}$$

na qual, N_0 representa o número de núcleos radioativos no tempo t=0. O mesmo se faz para a atividade:

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \tag{12}$$

A curva de tecnécio-99m da Figura 3.7 exemplifica esse comportamento exponencial da atividade.

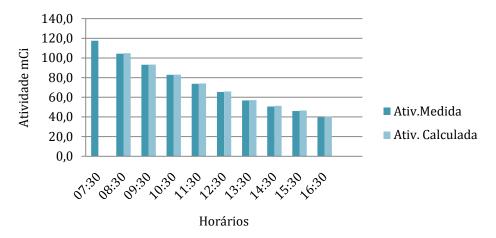


Figura 3.7 - Curva característica para o decaimento do tecnécio-99m.

3.4.2 MEIA- VIDA E VIDA MÉDIA

Partindo da equação fundamental do decaimento é possível derivar a conceito de *meia-vida física*, que demonstra ser uma forma mais intuitiva e útil de descrever o decaimento radiaotivo do que a própria constante de decaimento. A meia-vida é simplesmente definida como sendo o tempo necessário para que o número de átomos de uma amostra decaia exatamente à metade. É possível calcular o tempo de meia-vida τ usando a equação (11): [3]

$$\frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\lambda \tau} \tag{13}$$

$$\tau = \frac{0,693}{\lambda} \tag{14}$$

A meia-vida é expressa em unidades de tempo. Do ponto de vista prático, a grande maioria dos radionuclídeos usados em medicina nuclear clínica devem ter meia-vida de horas ou dias, o suficiente para serem enviados desde o local de produção ao hospital. Mas também é interessante, agentes com meia-vida curta, pois se reduz a exposição do paciente à radiação quando comparado com outros radionuclídeos de meia-vida mais longa. [4]

Existe outro parâmetro muito usado para o estudo de decaimento radioativo: a *vida média*. Este conceito pode ser entendido como a média do tempo de duração dos átomos numa amostra antes que eles se desintegrem. Utilizando as equações (10) e (11) a vida média é calculada na forma:

$$\langle t \rangle = \frac{\int t \, dN}{\int dN} = \frac{1}{N_0} \cdot \int_0^\infty t \cdot N_0 e^{-\lambda t} \, \lambda dt = \frac{1}{\lambda} \tag{15}$$

ou

$$\langle t \rangle = 1{,}44\tau \tag{16}$$

3.4.3 MEIA-VIDA BIOLÓGICA E MEIA-VIDA EFETIVA

O conceito de meia-vida biológica é bastante utilizado no âmbito farmacêutico, pois ele indica o tempo necessário para que metade de uma substância (medicamento) seja removida do organismo pelas vias normais. Assim, pensando que o medicamento pode ser um radiofármaco, deve-se levar em consideração o tempo de meia-vida físico e o tempo de meia-vida biológico para obter o tempo real ou a *meia-vida efetiva*. Como o decaimento físico e os processos biológicos do organismo acontecem simultaneamente e em paralelo, a relação entre eles é dada por: [4]

$$\frac{1}{\tau_{efetivo}} = \frac{1}{\tau_{físico}} + \frac{1}{\tau_{biol \, \acute{o}gico}} \tag{17}$$

ou

$$\tau_{efetivo} = \frac{\tau_{físico} \cdot \tau_{biol \, ógico}}{\tau_{físico} + \tau_{biol \, ógico}} \tag{18}$$

A meia-vida biológica não é um conceito tão preciso quanto a meia-vida física. Isso acontece devido à variação entre o organismo de cada indivíduo. Por exemplo, a meia-vida biológica da radioatividade na bexiga é determinada pelo tempo que o paciente escolhe para a micção. Já a meia-vida do xenônio-133 no estudo de ventilação pulmonar é determinada pela frequência e profundidade da respiração. Dessa forma, quando se deseja saber a taxa real a qual o paciente está sendo exposto durante um procedimento o termo de meia-vida efetiva se torna essencial. [4]

4 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

A interação das radiações ionizantes com a matéria depende do tipo de radiação, da composição do meio e da energia da radiação. Em primeiro lugar, é importante ressaltar que há dois conceitos importantes relacionados ao tema, que nem sempre são bem esclarecidos: interação e radiação ionizante. Interação é o termo que representa, na Física, a ação de uma força e o efeito causado por essa ação. Por exemplo, duas partículas carregadas em repouso interagem pela ação da força coulombiana. Radiação ionizante, por sua vez, é qualquer radiação, com ou sem massa de repouso, que pode remover elétrons de átomos e moléculas. [9]

4.1 INTERAÇÃO COM PARTÍCULAS CARREGADAS

As partículas carregadas têm probabilidade 100% de interagir no meio material, pois existem cargas distribuídas em todo meio e a força coulombiana é de longo alcance. O modelo mais frequentemente utilizado para descrever a passagem de uma partícula carregada pela matéria supõe que há uma sequência contínua de interações nas quais a partícula perde pequenas frações de sua energia, até ser completamente freada e não ser mais considerada uma radiação ionizante. [9]

Tabela 4.1 Interações possíveis de ocorrer para partículas carregadas rápidas e consequências das interações.

Partícula carregada	Interações possíveis	O que muda no meio de interação	Radiação ionizante produzida
Elétrons, pósitrons e íons pesados	Colisão inelástica com o átomo (colisão suave)	Excitação e eventual ionização de átomos em camada de valência	Partícula primária com pequena mudança de direção, eventualmente um elétron rápido (secundário)
	Colisão com elétron fortemente ligado (colisão dura)	Ionização (camada interna) e excitação do átomo	Partícula primária, elétron rápido (secundário), raios X característicos elétrons Auger
	Choque elástico com o núcleo	Recuo do núcleo	Partícula primária com mesma energia e outra trajetória
Elétrons e pósitrons	Choque inelástico com o núcleo	Recuo do núcleo	Partícula primária e radiação de freamento (Bremsstrahlung)
Pósitrons	Aniquilação com um elétron do meio	Ionização e excitação do átomo	Dois fótons de aniquilação, cada um com ħv≥0,511 MeV

A ocorrência de cada tipo de interação e a correspondente perda de energia dependem basicamente do parâmetro de impacto da interação, ou seja, da distância entre a trajetória da partícula e o átomo mais próximo. As interações com o núcleo são mais raras, pois este ocupa uma área muito pequena do átomo. O choque mais frequente é com a eletrosfera, ou seja, predominam-se as colisões suaves. [9]

Entre as radiações ionizantes, o elétron é a partícula carregada de menor massa de repouso (m_ec^2 = 0,511 MeV), de maneira que sua energia cinética, em geral, não é desprezível se comparada com a energia de repouso. Esse é o principal motivo para que o tratamento físico da interação das partículas carregadas com a matéria seja subdividido em dois grupos: elétrons, que inclui elétrons e pósitrons, e partículas carregadas pesadas, como as partículas alfa. A Tabela 4.1 mostra algumas interações possíveis entre as partículas carregadas com a matéria. [9]

4.2 INTERAÇÃO COM RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA

As ondas eletromagnéticas podem interagir com o átomo ou com elétrons atômicos ou ainda com o núcleo, mas há também a possibilidade de não-interação, ou seja, a ela pode atravessar distâncias consideráveis em um meio material sem modificá-lo e sem se modificar. [9]

As probabilidades de interação (e de não-interação) dependem das características do meio e da radiação. Em algumas interações da radiação eletromagnética com a matéria, o conceito de ondas não é suficiente para explicar os fenômenos que ocorrem, então, será introduzido o conceito dos pacotes de energia, os fótons. Esse conceito foi teorizado por Albert Eistein em 1905 para explicar o efeito fotoelétrico, isso lhe rendeu um prêmio Nobel de Física em 1921. A energia correspondente a um fóton está relacionada com a freqüência da onda eletromagnética: [9]

$$E = \hbar \nu \tag{19}$$

na qual, v é a frequência e \hbar é a constante de Planck. E o momento associado é:

$$p = \frac{E}{c} = \frac{\hbar \nu}{c} \tag{20}$$

na qual, o fóton $\hbar \nu$ corresponde um momento associado p.

Sendo assim, podem ocorrer 'colisões' em que o fóton transfere energia e momento para outras partículas. As principais interações que ocorrem na matéria com fótons de energias na faixa de poucos keV até dezenas de MeV são: efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares. A seguir, será discutida cada uma dessas interações. [9]

4.2.1 EFEITO FOTOELÉTRICO

Este fenômeno ocorre quando um fóton colide com um elétron de uma camada interna e é totalmente absorvido. Como consequência, o elétron é ejetado da sua órbita, deixando o átomo em estado ionizado.

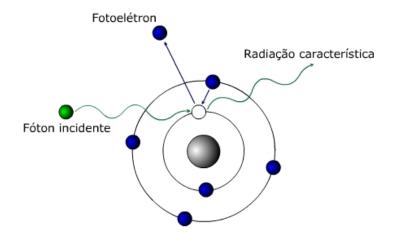


Figura 4.1 - Efeito fotoelétrico.

O elétron ejetado, chamado de fotoelétron, possui uma energia igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a sua energia de ligação inicial. Após ejetado, o fotoelétron percorre uma pequena distância e é rapidamente absorvido.

A deficiência de um elétron devido à interação fotoelétrica causa a transição de um elétron de uma camada superior para a camada do elétron ejetado. Ocorre assim a emissão de radiação característica. [9]

4.2.2 EFEITO COMPTON

Trata-se do espalhamento de um fóton por um elétron livre do material. Há transferência de parte da energia e do momento do fóton para o elétron, e um fóton com a energia restante é espalhado em outra direção. A Figura 4.2 ilustra o espalhamento de Compton:

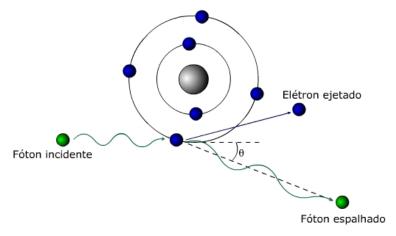


Figura 4.2 - Espalhamento de Compton.

Como possui energia menor, o fóton espalhado apresenta um comprimento de onda maior que o fóton original. A variação de comprimento de onda é função do ângulo de espalhamento θ. Quanto maior o ângulo, maior a mudança de comprimento de onda. Esta relação é expressa pela fórmula de Compton:

$$\lambda_f - \lambda_i = \Delta \lambda = \frac{\hbar}{m_e c} (1 - \cos \theta) \tag{21}$$

onde λ_f é o comprimento de onda final, λ_i é o comprimento de onda inicial, \hbar é a constante de Planck dividida por 2π , m_e é a massa do elétron, c é a velocidade da luz e θ é o ângulo de espalhamento. [3]

4.2.3 PRODUÇÃO DE PARES

Neste processo, o fóton é absorvido e toda sua energia é convertida em massa de repouso e energia cinética de um par partícula/antipartícula – elétron/pósitron. É interpretada como a transição de um elétron de um estado de energia total negativa para um estado de energia total positiva; a diferença de energia entre os dois estados é a energia do fóton incidente, que é absorvido; a lacuna de um elétron no conjunto de estados de energia negativa é observada como um pósitron. É possível a criação de outros pares de partícula/antipartícula, mas a energia necessária do fóton é muito mais elevada.

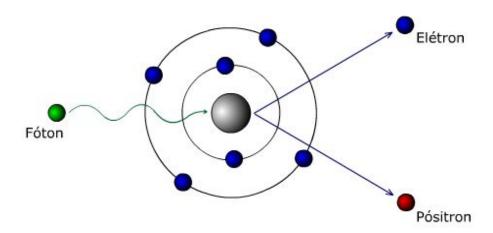


Figura 4.3 - Produção de pares.

A menor energia que um fóton deve possuir para a produção de um par de partículas é igual a $2m_0c^2$, onde m_0 é a massa de repouso da partícula e c é a velocidade da luz. Para um par elétron-pósitron, este valor é igual a 1,02 MeV, uma vez que a massa de repouso do elétron vale 9,11 x 10^{-31} Kg. [15]

rápidos, raios X de

aniquilação

Interação O que muda no O que muda na Radiação ionizante meio radiação produzida incidente Fotoelétrico Ionização e Fóton é absorvido Elétron rápido, raios X característicos, excitação do átomo, recuo do elétrons Auger núcleo Compton Ionização do Fóton perde Elétron rápido, átomo energia e muda fóton com menor de direção energia, espalhado Recuo do núcleo: Fóton é absorvido Elétron e pósitron Produção de Pares

aniquilação do

pósitron

Tabela 4-2 Interações possíveis de ocorrer para radiação eletromagnética ionizante – raios X, raios gama e fótons de aniquilação – e consequências das interações.

4.2.4 SECÇÃO DE CHOQUE

O fóton é absorvido nos processos de efeito fotoelétrico, produção de pares e reações fotonucleares. A Tabela 4.2 mostra, para cada efeito, quais são as consequências para o meio e para a radiação, e quais radiações ionizantes são produzidas ou liberadas em decorrência da interação. Sob o ponto de vista de probabilidades de ocorrência, a ordem em que estão apresentadas as interações na Tabela 4.2 corresponde, a grosso modo, à prevalência de cada efeito em função da energia de fóton: o fotoelétrico ocorre com maior probabilidade para baixas energias, enquanto o efeito Compton ocorre para energias intermediárias. Produção de par e reações fotonucleares só acontecem acima de um limiar de energia: no primeiro caso, é necessário que o fóton tenha no mínimo 1,022 MeV de energia (equivalente a duas massas de repouso de elétron) para que toda sua energia se converta em massa de repouso e energia cinética do par (e- e+); já para as reações fotonucleares, a energia do fóton deve ser superior à energia de ligação de nucleons (ao menos alguns MeV, em geral mais de 10 MeV) para que um nêutron ou próton seja retirado do núcleo.

A Figura 4.4 mostra com mais clareza que o efeito Compton predomina para todos os elementos da tabela periódica se as energias de fótons estão entre algumas centenas de keV e alguns MeV, e predomina para todas as energias se os números atômicos são baixos. Para números atômicos elevados o efeito fotoelétrico é o mais provável para energias baixas e a produção de par para energias elevadas.

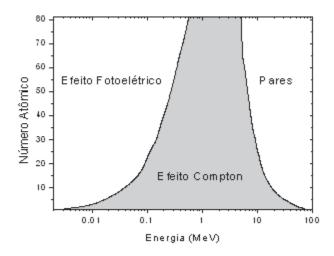


Figura 4.4 - Gráfico que apresenta os valores de número atômico e de energia que tornam iguais as probabilidades de ocorrência dos efeitos fotoelétrico e Compton (curva à esquerda) e dos efeitos Compton e produção de par (curva à direita).

Cada um dos efeitos citados anteriormente contribui na atenuação da intensidade de um feixe de fótons. Cada fenômeno pode ser caracterizado por um coeficiente de atenuação, função da energia da radiação e do número atômico do material. A soma dos coeficientes de atenuação por absorção, espalhamento e produção de pares resulta no coeficiente de atenuação total do material. [9]

A Figura 4.5 apresenta as curvas dos coeficientes de atenuação do chumbo em função da energia. A curva em preto representa o coeficiente de atenuação total.

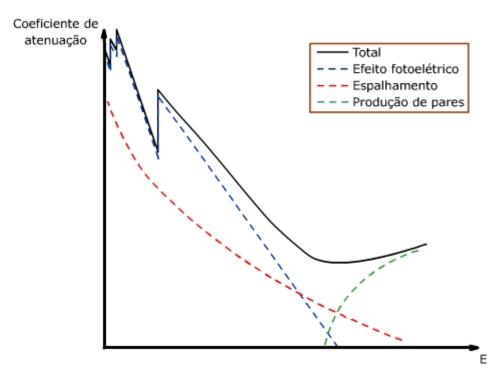


Figura 4.5 - Coeficientes de atenuação do chumbo.

A curva em azul representa o coeficiente de atenuação por efeito fotoelétrico. Este coeficiente é diretamente proporcional ao quociente Z³/E³, onde Z é o número atômico do material e E é a energia do feixe da radiação. As descontinuidades desta curva correspondem às energias de ligação das diferentes camadas de elétrons do chumbo. Para uma energia maior que a energia de ligação de uma determinada camada, torna-se possível a ejeção de um elétron por efeito fotoelétrico, resultando em um aumento do coeficiente de absorção. [15]

A curva em vermelho representa a variação do coeficiente de espalhamento em função da energia. Esta curva, inversamente proporcional à energia, decresce mais devagar que o coeficiente de absorção fotoelétrica.

Por último, a curva em verde representa o coeficiente de atenuação por produção de pares. Como exposto anteriormente, este fenômeno surge a partir de 1,02 MeV. O coeficiente de atenuação por produção de pares, ao contrário da absorção fotoelétrica e do espalhamento, cresce com a energia, sendo diretamente proporcional à energia dos fótons. [15]

Como consequência da variação de cada coeficiente de atenuação, cada fenômeno predomina em uma determinada faixa de energia: a absorção fotoelétrica prodomina em baixas energias; para energias intermediárias, a atenuação por espalhamento é a principal componente do coeficiente de atenuação; para altas energias, observa-se a predominância do efeito de produção de pares. [9]

5 DETECTORES DE RADIAÇÃO

Para observar a radiação, seja qualitativamente ou quantitativamente, geralmente é necessário o intermédio de materiais ou instrumentos capazes de captar e registrar sua presença. O ato de detectar se dá pelo resultado produzido pela interação da radiação com um meio sensível. Em um sistema detector, os detectores de radiação são os elementos ou dispositivos sensíveis a radiação ionizante. Eles são utilizados para determinar a quantidade de radiação presente em um determinado meio de interesse.

Cada tipo de detector possui uma aplicação onde sua eficiência será melhor e sua precisão maior. A diferença entre cada uma das categorias está relacionada com a faixa de energia de cada tipo de radiação que se deseja medir, bem como a resolução e eficiência desejada para a medição. Para este trabalho, serão estudados detectores mais comuns aplicados na Medicina Nuclear.

5.1 PROPRIEDADES GERAIS

Antes de discutir os diferentes tipos de detectores de radiação, é necessário, primeiramente, conhecer algumas propriedades que se aplicam a todos eles.

5.1.1 DETECTOR IDEAL

A fim de compreender o funcionamento dos detectores reais, é recomendável que antes se faça um estudo com um modelo ideal. Então, considere um detector hipotético que está sujeito a algum tipo de radiação. Ele pode receber uma única partícula ou um quantum de energia por vez, que pode ser, por exemplo, uma partícula α ou um fóton de uma radiação γ. Como já foi visto, tanto no caso de fótons como no de partículas carregadas, o processo de interação com as moléculas do meio resulta em um ou mais elétrons livres no sistema, e estes, por sua vez, podem conter grande parte ou toda energia proveniente da radiação. Essa transferência de energia se dá em um curto espaço de tempo, da ordem de nanosegundos em gases e em picosegundos em sólidos. Assim, para se obter o valor da energia oriunda da radiação, basta medir a quantidade de elétrons produzidos e sua energia. [5]

O tempo de coleta de cargas ou resposta nos detectores varia substancialmente de um detector para o outro. Por exemplo, em câmaras de ionização, o tempo de coleta pode durar alguns milisegundos, já em um detector semicondutor, ele não passa de rápidos nanosegundos. Vários fatores determinam o tempo de coleta, como a mobilidade das cargas no meio e o tamanho da trajetória que as cargas percorrem para chegar ao eletrodo, sendo assim, o material e a geometria do detector são relevantes. Para um modelo mais simples, considera-se que a partícula ao interagir com o meio produz uma corrente que dura um tempo igual ao tempo de coleta. A Figura 5.1 mostra a

dependência da corrente produzida em função do tempo, onde t_c é o tempo de coleta em um detector idealizado. [5]

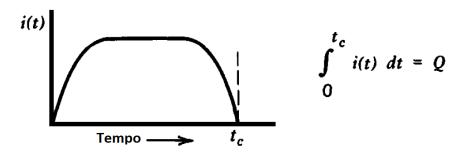


Figura 5.1 - Variação temporal da corrente em um detector ideal.

A integral da corrente no tempo resulta na carga Q, que seria a carga total gerada em uma única interação.

Agora, analisando a situação para um caso real, muitas partículas ou quanta de energia interagem com o detector durante um intervalo de tempo. Assumindo que a taxa de radiação seja baixa o suficiente para que possa considerar que as interações individuais gerem correntes com picos distinguíveis um dos outros. A magnitude e a duração de cada pulso da corrente podem variar de acordo com o tipo de interação, como é ilustrada na Figura 5.2.

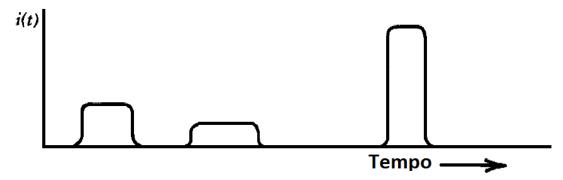
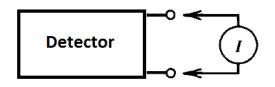


Figura 5.2 - Pulsos de corrente gerados por interações distintas em um detector.

5.1.2 MODOS DE OPERAÇÃO

Para o estudo do funcionamento dos detectores, foi estabelecida uma distinção entre dois modos de operação, sendo eles: o modo corrente e o modo pulso. O modo corrente representa a situação pela qual a média da corrente produzida pelo detector é mensurável. Se um amperímetro for conectado diretamente nos terminais do detector, isso irá registrar o tempo médio de cada pulso de corrente gerado pelas interações individuais da radiação no detector. Isso pode ser observado na Figura 5.3. [5]

O modo corrente é bastante utilizado em dosímetros de radiação. Também, detectores usados para monitorar reatores nucleares, geralmente, operam nesse modo. No entanto, se o interesse for observar as interações individualmente, ou seja, se deseja registrar cada uma das interações que ocorrem no detector e não a media da corrente, então é necessário operar em modo pulso. [5]



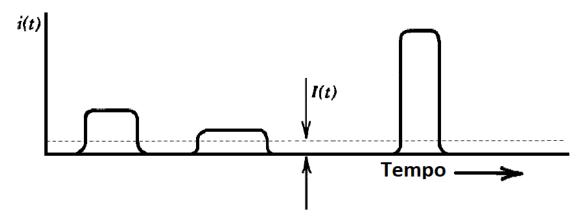


Figura 5.3 - Modo corrente.

A utilização da informação gerada pelas interações envolve, em geral, um tratamento eletrônico complexo, no qual há conversão da informação em um sinal de tensão. Esta conversão é feita por um pré-amplificador. Esse dispositivo pode ser aproximado, para fins de simplicidade, por um circuito RC, como pode ser observado na Figura 5.4. [5]

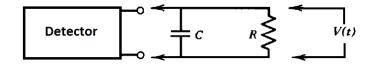


Figura 5.4 - Pré-amplificador conectado em um detector.

na qual R representa a resistência interna do circuito e C representa a capacitância equivalente do sistema.

Então a conversão da informação em um pulso irá depender das características desse dispositivo, conforme mostrado na Figura 5.5. Em geral, a constante de tempo

dada pelo produto RC é maior que o tempo de coleta de carga, de modo que o pulso típico produzido por um detector é como o da figura 5.5(c).

Dois extremos de operações podem ser identificados quando se relaciona a constante de tempo e o tempo de coleta, como foi visto na Figura 5.5. Esses extremos são:

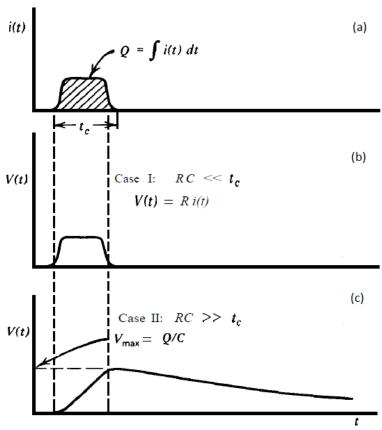


Figura 5.5 - Tensão versus tempo na saída de um pré-amplificador sensível a carga. (a) Detector ideal. (b) O sinal de voltagem V(t) para o caso de uma constante de tempo muito menor que o tempo de coleta. (c) O sinal de voltagem V(t) para o caso de uma constante de tempo maior que o tempo de coleta.

Caso I - Pequeno valor de RC ($\tau \ll t_c$)

Neste extremo, o tempo de coleta é extremamente menor que a constante de tempo, então a corrente que percorre a resistência interna R é praticamente igual ao valor instantâneo da corrente, da mesma forma que no detector ideal. O sinal V(t) produzido sob estas condições tem a forma aproximadamente idêntica a corrente produzida dentro do detector conforme ilustrado em 5.5 (b).

Caso II - Grande valor de RC ($\tau \gg t_c$)

No entanto, é muito mais comum operar detectores no outro extremo, ou seja, quando a constante de tempo é muito maior que o tempo de coleta. Veja a Figura 5.5 (c).

5.1.3 SENSIBILIDADE

A sensibilidade de um detector é a capacidade deste produzir um sinal para um dado tipo de radiação e energia. Nenhum detector pode ser sensível a todos os tipos de radiação e energias. Eles são projetados para serem sensíveis a certos tipos de radiação e a um dado intervalo de energia. A sensibilidade pode depender de fatores como: a seção de choque para reações de ionização no detector; da densidade do detector; do ruído intrínseco do detector e do material protetor envolvendo o volume sensível do detector.

Tanto a seção de choque e a densidade do material do detector determinam a probabilidade que a radiação incidente irá converter parte ou toda a sua energia no detector na forma de ionização. Como foi visto anteriormente, partículas carregadas são altamente ionizantes, de modo que, mesmo dos detetores de baixa densidade e pequeno volume terão certa ionização produzida dentro do seu volume sensível.

Não basta que ocorra ionização, é necessário que haja uma quantidade mínima para produzir um sinal que possa ser processado. Este limite inferior é determinado pelo ruído do detector e eletrônica associada. O ruído aparece como uma flutuação na tensão ou corrente na saída do detector e está sempre presente, existindo radiação ou não. Obviamente, o sinal deve ser maior do que o nível médio do ruído.

O material que sela o detector é outro fator importante. Devido à absorção de energia, somente radiação com energia suficiente para atravessar esta camada poderá ser detectada, assim, ela limita e filtra a radiação a ser medida.

5.1.4 ENERGIA DE RESOLUÇÃO

Em muitas aplicações de detectores de radiação, o objetivo é mensurar a distribuição de energia da radiação incidente. Para essa radiação dá-se o nome de radiação espectroscópica.

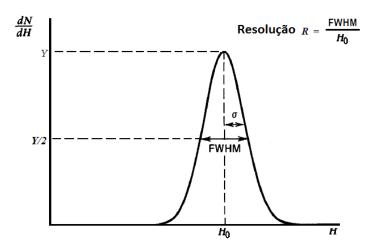


Figura 5.6 - Largura a meia altura.

A resolução em energia dos detectores é convencionalmente definida pela largura total a meia altura (FWHM) da distribuição de valores de carga correspondente a detecção de eventos idênticos.

Numa situação extrema, supondo que há somente um tipo de interação da partícula incidente com os átomos do gás, o número de elétrons/íons produzidos seria exatamente proporcional à energia inicial e a flutuação neste caso não existiria. No outro extremo, supondo o processo puramente estatístico, como o número de processos (ionizações, excitações) envolvidos num evento é grande e a probabilidade de ocorrência de cada um é pequena, a flutuação na quantidade de carga produzida seria dada pela distribuição de Poisson e proporcional a \sqrt{Q} , onde Q é a carga produzida em cada processo.

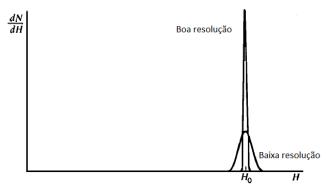


Figura 5.7 - Boa resolução e baixa resolução em um mesmo detector.

5.1.5 TEMPO MORTO

Praticamente todos os sistemas de medida necessitam de um tempo mínimo para que seja possível distinguir dois eventos separados, seja por processos no próprio detector ou na eletrônica associada. Devido à propriedade aleatória do decaimento radioativo, sempre haverá a possibilidade de dois eventos ocorrerem em tempo menor que o necessário. Nestes casos ocorrerá "perda" de informação que poderá se tornar muito severa conforme aumenta a taxa de contagem.

Há a necessidade de correção para o tempo morto. Essa correção pode ser feita pela própria eletrônica do equipamento, no entanto, atualmente é mais comum ser feita digitalmente com o uso de softwares.

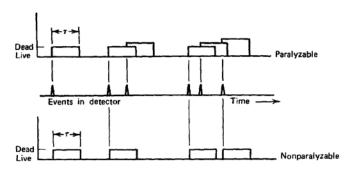


Figura 5.8 - Tempo morto.

5.1.6 MOBILIDADE DAS CARGAS

Os detectores são usados para obter diversas informações sobre a radiação incidente. Em alguns casos, é possível determinar a posição em que houve a interação da radiação com as partículas do meio detector, com isso, é possível saber a profundidade que a radiação alcança, entre outras informações. A mobilidade das cargas no meio é uma característica importante para essas aplicações.

É possível calcular a velocidade de deslocamento (*drift*) de íons num gás que varia com o valor do campo elétrico e pode ser calculada com a relação:

$$v = \mu \frac{E}{p} \tag{22}$$

onde μ a mobilidade dos íons no gás, E o campo elétrico aplicado e p a pressão do gás.

Valores típicos são de 10⁻⁴m².atm/V.s . Para tensões, pressões e distâncias típicas num detector, esta velocidade corresponde a tempos de coleta de cerca de 10 ms. Já os elétrons, se comportam bem diferente. Para baixos valores de E/p, a velocidade é proporcional ao campo, com valores cerca de 1000 vezes maiores que a dos íons. A medida que esta razão aumenta, em geral a mobilidade atinge uma saturação e depois pode diminuir ligeiramente, conforme é visto na Figura 5.9.

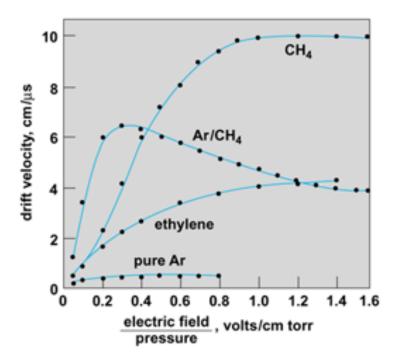


Figura 5.9 - Mobilidade eletrônica em gases.

Este fenômeno ocorre, geralmente, em detectores a gás, pois é um efeito causado durante o movimento dos elétrons do meio. Entre o instante de produção do par elétron-íon e a coleta dos mesmos nos eletrodos, vários mecanismos podem alterar o número ou tipo de íons. Os elétrons livres sofrem muitas colisões com outras moléculas neutras do gás antes de chegar ao ânodo. Em muitos gases, como oxigênio, há uma grande probabilidade do elétron se ligar à molécula do gás, produzindo um íon negativo. Íons positivos, assim como os negativos também podem transferir sua ionização para outras moléculas neutras.

Quando os pares de íons produzidos se encontram próximos da coluna de ionização, pode ainda haver recombinação do par formado, o que obviamente diminui a eficiência de detecção. A taxa de recombinação depende do tipo e pressão do gás e do campo elétrico aplicado. Para um dado tipo e pressão de gás, a carga recolhida no eletrodo por unidade de energia cresce com a tensão aplicada, atingindo a saturação, quando a recombinação se torna praticamente negligenciável.

Para altos valores de campo elétrico, ocorre multiplicação gasosa, isto é, os elétrons liberados pela radição são acelerados em direção ao eletrodo positivo, e durante seu percurso vão colidindo com outros átomos do gás e assim, produzindo mais ionizações. Esse efeito, em geral, é obtido utilizando-se ânodos constituídos de fios muito finos. Nas proximidades do fio, a geometria do campo pode ser aproximada por aquela de um sistema de dois cilindros concêntricos, portanto o campo elétrico a uma distância r do eixo do fio é dado por: [16]

$$E(r) = \frac{V}{r \ln(b/a)} \tag{23}$$

onde a é o diâmetro do fio que constitui o ânodo, b a distância média entre anodo e cátodo e V a tensão aplicada entre os eletrodos.

Grandes valores de campo são produzidos nas vizinhanças do ânodo, onde se dá o processo de multiplicação, como mostra a simulação da Figura 5.10. Para se ter uma idéia, num detector cilíndrico com a=0,08mm e b=10 mm, o campo na superfície do ânodo será de cerca de 5 MV/m para uma tensão aplicada de 2 kV. Com a mesma distância, numa geometria de placas paralelas, 50 kV devem ser aplicados entre as placas para se ter o mesmo campo, o que seria impraticável.

Outra razão importante para o uso de ânodos de fio fino corresponde ao fato de que com esta geometria, o campo elétrico produzido só é suficientemente intenso para poder produzir multiplicação gasosa na vizinhança do fio. Isso restringe a região de multiplicação a uma pequena fração do volume do detector.

Deste modo, o fator de multiplicação será o mesmo, independente da região do detector em que a ionização inicial foi produzida. Caso contrário, o fator de

multiplicação dependeria da distância do ponto em que a partícula interagiu com o gás e o ânodo, portanto, não se teria mais um fator de amplificação constante. [16]

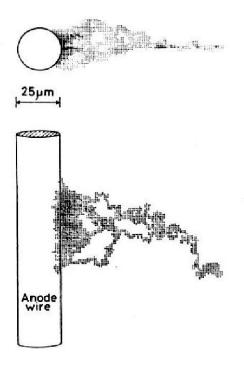


Figura 5.10 - Multiplicação de cargas (avalanche) próxima ao fio do ânodo num detector proporcional.

5.2 DETECTORES A GÁS

Esta categoria de detectores, como seu próprio nome sugere, tem como principal característica o uso de gás como meio detector. Apesar dos seus vários tipos, como será visto mais a frente, o princípio de funcionamento é basicamente o mesmo. Trata-se de um capacitor, preenchido com um gás, ou uma mistura de gases isolantes. A Figura 5.11 ilustra um esquema simples do funcionamento de um detector a gás. [11]

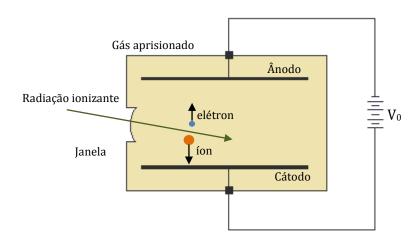


Figura 5.11 - Princípio básico do funcinamento de um detector a gás de placas paralelas.

Para entender o que acontece dentro de um detector a gás é necessário conhecer os tipos de interações possíveis da radiação com a matéria, como foi estudado no capítulo anterior. Sabendo disto, considera-se um meio condutor, no momento em que uma partícula carregada atravessa este meio, no caso o gás, ela produz ao longo de sua trajetória excitações e ionizações. A cada átomo ou molécula ionizada, resulta em um elétron livre e um íon positivo. Como a ionização não é o único meio de transferência de energia da partícula incidente para o gás, a energia média efetiva por par criado é bem maior. A energia efetiva varia com o tipo da radiação e com as características do gás. No entanto, esta dependência é bastante suave e pode ser calculada. Com isso, o número de pares formados num determinado gás será proporcional à energia depositada, dessa forma, coletar toda a carga do sistema seria o mesmo que fazer uma medida de energia da radiação. [1]

Portanto, para se ter a medida de energia, deve-se ter uma maneira de capturar as cargas. Para isso, aplica-se um campo elétrico no meio do detector, assim, os elétrons e íons formados serão deslocados em direções opostas, ao longo da direção do campo, podendo, desse modo, serem coletados nos eletrodos para produzir um sinal. Os elétrons, por possuir tamanho e massa extremamente pequenos, tem uma mobilidade dentro do gás muito maior que os íons, de forma que chegam mais rapidamente ao eletrôdo positivo, ou ânodo. Devido a isso, eles são, em geral, os responsáveis pela geração do sinal a ser utilizado no processo de detecção. [1]

A variação do campo elétrico aplicado define os vários regimes de trabalho dos detectores a gás, as regiões são vistas na Figura 5.12. A escolha da diferença de potencial é muito importante, pois, ela deve ser suficiente para coletar todas as cargas produzidas antes de haver recombinação, mas não deve ser alta demais a ponto de romper a rigidez dielétrica do gás.

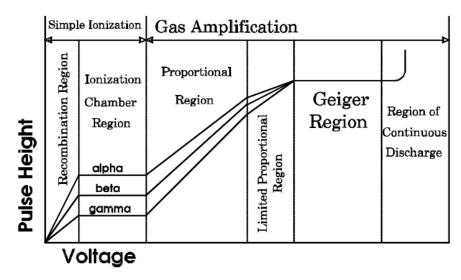


Figura 5.12 - Curva característica e regiões para detectores a gás.

Os detectores a gás são classificados em três tipos: câmara de ionização, detector proporcional e contador Geiger-Mueller. As câmaras de ionização são usadas, em geral, como medidoras de dose. Em seguida, tem-se os contadores Geiger-Mueller, ou simplesmente Geiger, que são uns dos mais antigos detectores de radiação. Ainda que, em suas particularidades de construção e operação, esses detectores se diferem muito entre si, no entanto, o princípio de funcionamento é basicamente o mesmo.

5.2.1 CÂMARA DE IONIZAÇÃO

As câmaras de ionização operam na região de saturação, como pode ser observado na Figura 5.12. Nesta região a variação da tensão não induz um aumento do sinal, isso acontece, pois os pares elétron-íon formados pela radiação não são capazes de gerarem outras ionizações, e mesmo aumentando a voltagem, as partículas não ganham energia suficiente para criar ionizações secundárias.

Como a carga total produzida em um único evento é muito pequena, este tipo de detector tem pouca utilidade na detecção de eventos isolados. Entretanto, se o número de partículas radioativas incidindo no volume do detector for grande, a corrente produzida será alta, e proporcional à energia total depositada por unidade de tempo no detector. Daí sua grande importância em detectores de dose ou dosímetros. A Figura 5.13 mostra o gráfico da corrente produzida em função voltagem. Observa-se a saturação e também a altura do pulso para valores de taxas diferentes. [1]

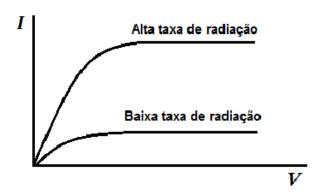


Figura 5.13 - Corrente versus tensão em uma câmara de ionização.

As câmaras de ionização são responsáveis por determinar a intensidade das mais diversas fontes de radiação. Na área de radioterapia, geralmente usa-se câmaras de ionização com volumes pequenos (0,6 cm³ é um valor comum), feitas de baixo número atômico, pois são estáveis, e preenchidas com ar à pressão atmosférica local. Um exemplo são as canetas dosimétricas (Figura 5.14), com elas se faz a verificação dosimétrica dos feixes de fótons e elétrons que vão ser irradiadas nos pacientes. Já para diagnóstico, são empregadas câmaras de volumes maiores, da ordem de centenas de cm³, a fim de medir doses dos radiofarmacos que serão injetados nos pacientes, esta é a função de um curiômetro. [11]

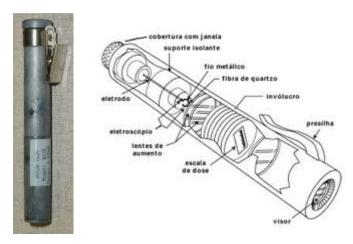


Figura 5.14 - Caneta dosimétrica.

Apesar de seu funcionamento ser simples, as câmaras de ionização produzem pulsos ou sinais de saída muito baixos, em consequência disso, os sinais podem ser confundidos com o ruído eletrônico da própria montagem.

5.2.2 DETECTOR PROPORCIONAL

Os detectores ou contadores proporcionais se utilizam do fenômeno chamado multiplicação gasosa, para amplificar a quantidade de carga produzida com os pares inicialmente formados. A multiplicação gasosa é uma consequência do aumento do

campo elétrico aplicado. Devido a sua baixa mobilidade, mesmo com campos elétricos relativamente intensos, os íons positivos ganham pouca energia entre as colisões e dificilmente atingem valores suficientes para produzir outras ionizações. Já os elétrons livres, são rapidamente acelerados e podem adquirir energia suficiente para ionizar outras moléculas do gás durante seu percurso em direção ao ânodo. Quando isso acontece, é superada a saturação, como é vista na Figura 5.12. Novos elétrons livres são produzidos e também acelerados nesse processo, produzindo outros pares num processo de avalanche, chamada avalanche de *Townsend*. Em condições controladas, o número de ionizações secundárias produzido é proporcional ao número inicial de pares formados e o fator de multiplicação é de vários milhares de vezes. A carga total produzida por evento pode ser facilmente medida, de modo a ser possível a sua determinação para um único evento.

Ao contrário das câmaras de ionização, onde a corrente medida corresponde à soma das cargas dos elétrons com os íons (positivos ou negativos), os detectores proporcionais, somente os elétrons são importantes, tanto no processo de amplificação gasosa quanto no tipo de carga coletada. Isto implica em sérias restrições no tipo de gás utilizado nestes detectores. A presença de gases com grande afinidade eletrônica, como o oxigênio, por exemplo, pode diminuir drásticamente o fator de multiplicação. Já em um detector com CO₂, por exemplo, a presença de O₂ como contaminante em concentração de 0,1%, implica numa perda de 10% dos elétrons livres por centímetro cúbico de gás de CO₂, pois, devido à captura destes elétrons com a conseqüente formação de íons negativos de oxigênio. [16]

A necessidade de operação com baixos níveis de contaminação, principalmente de oxigênio, faz com que seja particularmente difícil a utilização de gases permanentemente selados em detectores proporcionais, principalmente quando a pressão de operação é bem menor que a atmosférica. Vazamentos microscópicos ou desorpção de moléculas de oxigênio aprisionadas nas paredes do detector fazem com que a contaminação aumente com o tempo e deteriore o detector. Sistemas de fluxo contínuo de gás são comumente empregados.

A resolução em detectores proporcionais é em princípio consequência da flutuação estatística nos vários processos de produção de carga, como na ionização inicial e nos processos de multiplicação. Tipicamente, a resolução dos detectores proporcionais é de cerca de 5-10% da energia medida. [16]

Os detectores proporcionais apresentam uma vantagem em relação às câmaras de ionização, que é um sinal de saída mais alto. Isso acontece porque a carga é multiplicada por um fator. Assim, é mais fácil fazer a discriminação em relação ao ruído. Estes detectores apresentam tempo morto curto, portanto, podem detectar altas taxas de contagem. As câmaras proporcionais não tem aplicação clínica em Medicina Nuclear, porém são utilizadas em pesquisa para detectar radiação alfa e beta. [19]

5.2.3 GEIGER-MÜLLER

Detectores deste tipo foram criados por Johanes Wilhelm Geiger juntamente com Ernest Marsden em 1909, posteriormente, foram aperfeiçoados, e recebeu este nome em homenagem a Geiger e a seu aluno Walther Müller. Esses detectores operam com voltagens altas, dispensando tratamento eletrônico complicados para produzirem sinais de alto nível, e por essa simplicidade e baixo custo ainda são bastante utilizados. No entanto, eles apresentam uma série de outras características muito limitadas. [19]

Novamente olhando a curva de operações dos detectores a gás (Figura 5.12), após a região do detector proporcional, ou seja, para campos elétricos ainda maiores, o processo de avalanche se torna muito grande e começam a aparecer limitações na linearidade. Devido a alta tensão, os elétrons são acelerados e durante seu percurso ao eletrodo eles colidem com outros átomos produzindo novos pares excitados, que ao se desexcitarem emitem fótons. Estes fótons podem ser absorvidos por outro átomo e liberar outro elétron, como também, produzir elétrons por efeito fotelétrico nas paredes do cátodo. Esse fenômeno está ilustrado na Figura 5.15.

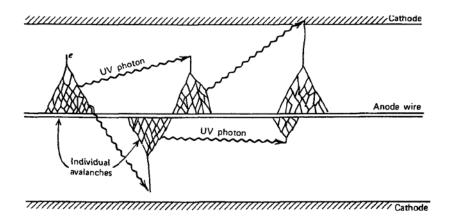


Figura 5.15 Descarga num detector Geiger.

Enquanto isso, os íons positivos custam a se dirigirem para o cátodo e vão formando uma barreira entre os dois eletrodos, isto é, uma blindagem eletrostática, assim, o campo elétrico diminui, cessando a multiplicação. Campos ainda maiores fazem com que este fenômeno seja tão intenso, inibindo totalmente a amplificação a partir de um dado valor, quando isso ocorre tem-se outro ponto de saturação. [11]

Neste caso, a carga total produzida num evento se torna virtualmente independente do número de pares inicialmente produzidos, ou seja, independente da energia da partícula. Embora se perca totalmente a informação sobre a energia, a amplitude do pulso produzido é grande o suficiente ($\sim 1V$) para que possa acionar diretamente um contador, sem necessidade de uso de amplificadores de pulso. [5]

Para evitar que o processo de multiplicação continue indevidamente, mistura-se em pequena proporção álcool ao gás do Geiger, ou halogênio, que se junta aos íons positivos, formando íons complexos que se dissociam em moléculas mais simples ao serem coletadas, não sendo capazes de produzir novas ionizações. Tal efeito é denominado de auto-extinção. Em alguns detectores essa extinção pode ser feita eletrônicamente. [19]



Figura 5.16 - Geiger-Müller.

A Figura 5.16 é um exemplo de Geiger. A extremidade do tubo é feita de mica, um material que permite a passagem de partículas α . Alguns contadores Geiger não tem esse recurso e são sensíveis apenas a radiação gama-beta e dependendo do modelo, a Raios-X. [10]

No entanto, devem ficar claras as suas principais limitações: o detector tem tempo de resposta longo, que impede seu uso em radiologia diagnóstiica em geral, e não distingue tipo ou energia da radiação. Por outro lado, as vantagens são: seu baixo custo, alta sensibilidade e pulso grande. [19]

Embora contadores Geiger não sejam úteis na presença de grandes quantidades de radioatividade, eles são muito bons para detectar baixos níveis de atividade, servindo muito bem como medidores de superfície e para monitoração de área. São de extremo valor para detectar contaminação por radioatividade. [4]

5.3 DETECTORES CINTILADORES

A possibilidade de discriminar a radiação e diferentes energias de raios gama, identificando o radionuclídeo, só ocorreu depois da descoberta dos materiais cintiladores, e foi Hartmut Kallmann, em 1948, que produziu o primeiro detector do tipo. Embora o príncipio de detectar seja o mesmo empregado nas placas de sulfeto de zinco utilizado pelo grupo de Rutherford no ínicio do século XX, que consistia na emissão de luz por desexcitação do material irradiado, o dispositivo de Kallmann utilizava cristais. Esses cristais orgânicos eram transparentes a radiação incidente, porém, eles fluoresciam. Para medir a luz bastante fraca emitida em *flashes* pelo material, Kallmann

acoplou a esse cristal uma célula fotomultiplicadora. Assim, não só se podiam contar as cintilações, bem como era possível quantificar a luz emitida. [11]

O princípio de funcionamento de um cintilador é diferente das câmaras a gás. Não é medida a carga produzida, mas sim, a intensidade da luz emitida pelo material excitado. No processo, existem duas conversões de energia, como esquematizado na Figura 5.17. Em ambos os processos de conversão, mantém-se a proporcionalidade de sinais de entrada e saída. Com circuitos elétricos adequados, é possível observar separadamente cada cintilação, isto é, para cada cintilação tem-se um pulso elétrico que sai do tubo fotomultiplicador. A amplitude de pulso é proporcional à energia da radiação depositada no detector, e o número de pulsos é proporcional ao número de interações que ocorreram (taxa). [11]

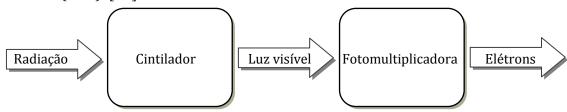


Figura 5.17 - Conversões de energia que ocorrem no processo de detecção de radiação por detectores cintiladores.

A absorção de energia por uma substância e sua reemissão como radiação visível ou com comprimentos de ondas próximos é conhecida como *luminescência*. No processo de luminescência e excitação inicial pode ser proveniente de muitas origens: luz, reação química ou aquecimento. Se essa emissão de luz ocorre durante e excitação, num tempo menor que 10^{-8} segundos o material é fluorescente, já se a emissão ocorrer depois de cessada a excitação (depois de 10^{-8} s) o processo é chamado de fosforescência. Para os cintiladores são utilizados materiais fluorescentes. [19]

Os cintiladores podem ser sólidos, líquidos, gasosos e ainda do tipo orgânico ou inorgânico. Um dos tipos mais comuns de cintiladores são moléculas orgânicas em geral dissolvidas em soluções que posteriormente são polimerizadas para a produção de um sólido (plástico). Eventualmente, estas soluções podem, também, serem utilizadas na forma líquida. Outra classe importante de materiais cintiladores são os cristais de haletos alcalinos, como NaI, CsI (dopados com Tl) e de outros materiais inorgânicos, entre eles o germanato de bismuto (Bi₄Ge₃O₁₂, também chamado de BGO) e o fluoreto de Bário (BaF₂). Uma das características mais importante dos materiais cintiladores é o tempo de decaimento dos estados excitados que produzem o pulso de luz. Cintiladores orgânicos comerciais tem tempo de decaimento bastante curtos (alguns ns), característica que os fazem muito importantes em aplicações onde a determinação do instante de emissão da radiação é necessário.[16]

Cintiladores inorgânicos usuais tem constante de tempo de decaimento muito maior de que centenas de ns. Outra característica importante dos materiais cintiladores é a fração de energia depositada no detector que é efetivamente transformada em luz. Cristais de Iodeto de sódio ativados com uma pequena fração de tálio ($\sim 10^{-3}$ em peso molar) podem facilmente ser crescidos em grandes dimensões, usinados em diferentes formas, constituindo o tipo mais comum de cintiladores inorgânicos, com excelente

produção de luz. Os detectores de cintilação de cristais de iodeto de sódio ativado com tálio (NaI [Tl]) são muito utilizados em Medicina Nuclear para sistemas de imagens para diagnóstico.[4]

Os raios-X ou as radiações gama incidem no cristal (ou no material cintilador), e cedem energia aos elétrons de valência, durante a interação fotoelétrica e Comptom. A energia cedida eleva os elétrons para a banda de condução da rede cristalina. A diferença de energia entre a banda de valência e a banda de condução é da ordem de alguns elétrons-volt. O elétron libera energia ao retornar ao estado de origem, isto é, ao retornar da banda de condução para a banda de valêcia e são liberados fótons de luz.

O próximo passo é o processo de captação desse fóton liberado. Essa luz é absorvida pelo fotocátodo da fotomultiplicadora, e por efeito fotoelétrico, o fotocátodo libera elétrons. Esses elétrons são focalizados e acelerados para o primeiro eletrodo do conjunto, os eletrôdos da fotomultiplicadora são chamados de dinodos. Devido às diferenças de potencial, da ordem de uma centena de volts entre cada par de dinodos consecutivos, os elétrons, ao atingirem estes eletrôdos, transferem sua energia para elétrons do metal, que eventualmente, adquirem energia para escapar do eletrodo. Estes, por sua vez, são acelerados em direção ao dinodo seguinte, assim sucessivamente, até todos serem coletados no ânodo e terem intensidade suficiente para produzir o pulso de dezenas a centenas de mV de altura. A Figura 5.18 mostra o esquema de multiplicação de cargas dentro da fotomultiplicadora.

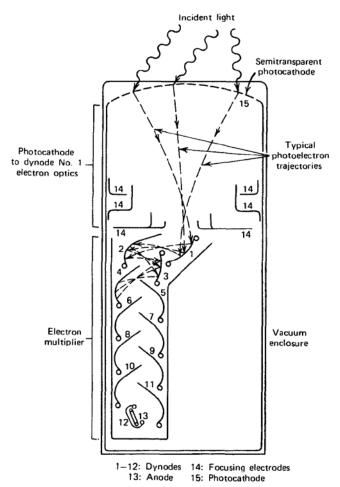


Figura 5.18 - Multiplicação eletrônica numa fotomultiplicadora.

Em condições usuais nas fotomultiplicadoras, cerca de 4-6 elétrons são ejetados por cada elétron incidente num dinodo. Como a energia com que os elétron são emitidos do dinodo é muito pequena (\sim 1-2 eV), com a aceleração por uma diferença de potencial de cerca de 100 V, eles atingem o dinodo consecutivo com aproximadamente a mesma energia, fazendo com que o fator de multiplicação entre cada dinodo seja praticamente constante. As fotomultiplicadoras usuais tem cerca de 10 estágios de multiplicação, portanto o ganho total é de cerca de \sim 5¹⁰ = 10⁷. [16]

Os cintiladores possuem muitas vantagens sobre os detectores a gás: eles indicam não somente a presença de partículas, mas também registram a energia dessas partículas.

6 EQUIPAMENTOS DETECTORES APLICADOS À MEDICINA NUCLEAR

O desenvolvimento dos equipamentos detectores permitiu o avanço do conhecimento científico. Diversos dispositivos foram sendo criados e aprimorados ao passo das descobertas de materiais e compreensão de suas propriedades. Este avanço tecnológico, felizmente, não se reteve às paredes dos laboratórios, e foram adaptados e criaram-se métodos para serem aplicados na medicina, nas indústrias, na construção civil, em saneamento, entre outras áreas. Neste capítulo serão vistos alguns equipamentos imprencidíveis a prática clínica, como os bastidores Geiger-Müller e o Curiômetro, e a responsável pelos diagnósticos, a Gama-câmara.

6.1 GEIGER-MÜLLER

Os detectores do tipo Geiger-Müller são equipamentos essenciais no dia-a-dia de uma clínica de diagnóstico. Ele é usado para monitorar o ambiente de trabalho, averiguar e fazer o controle dos níveis de atividade nas superfícies, luvas e mãos dos trabalhadores responsáveis pela manipulação dos radionuclídeos. A Figura 6.1 mostra uns dos monitores Geiger-Müller usados na clínica:



Figura 6.1 - Exemplo de um Geiger-Müller. Modelo Inspector Alert.

Existe vários tipos de Geiger que variam em forma, faixa de energia de leitura. Contudo, será feita uma descrição das características do modelo *Inspertor Alert*.

O *Inspector Alert* é um instrumento de saúde e segurança, que é otimizado para detectar baixos níveis de radiação. Ele tem um sensor circular de duas polegadas de diâmetro, comumente chamado de "tubo de panqueca." A tela, na parte de trás do detector, é chamado de janela. Essa janela é feita de mica, um material que permite a passagem de partículas α , β e radiação γ de baixas energias. [17]

Aplicações

- Detectar e medir a contaminação da superfície;
- Monitoramento de áreas onde há manipulação de elementos radioativos, assim impedindo uma possível exposição à radiação;
- Alertar os trabalhadores com um alarme sonoro caso a radiação extrapola o limite de atividade previamente definito;
- Detecção de contaminação ambiental;
- Detecção de radionuclídeos de baixa energia.

Funcionamento

Este equipamento utiliza um tubo Geiger-Mueller para detectar radiação. O Geiger gera um pulso elétrico cada vez que a radiação passa através do tubo e causa a ionização. Cada pulso é eletronicamente detectado e é registrado como uma contagem. O detector mostra as contagens no modo que o operador define: contagens por minuto (CPM), miliroentgens por hora (mR/h), ou contagem total. Está disponível também em unidade SI: contagens por segundo (CPS) e microsieverts por hora (μSv/h). [17]



Figura 6.2 Descrição das partes do Geiger-Müller Inspector Alert.

O número de contagens detectado varia de leitura para leitura, isso se deve a natureza randômica do decaimento radioativo. Para se ter mais precisão na contagem, é necessário calibrar o aparelho de modo a coletar dados durante um período maior de tempo.[17]

6.2 CURIÔMETRO

Na medicina nuclear é usado o calibrador de dose para determinar a atividade de radionuclídeos administrados à pacientes para propósitos diagnósticos e terapêuticos. Um calibrador de dose consiste essencialmente de uma câmara de ionização do tipo poço e de um eletrômetro com mostrador digital que permite uma leitura direta em unidades de atividade, como podem ser vistas na Figura 6.3.



Figura 6.3 - Exemplo de curiômetro, a direita está a câmara de ionização e a esquerda o monitor.

A norma da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) que estabelece os requisitos de radioproteção e segurança para os serviços de medicina nuclear adota o termo curiômetro para definir o instrumento destinado a medir a atividade de radionuclídeos utilizados em medicina nuclear, em vez do termo mais comum, criado comercialmente, calibrador de dose. [13]

Quando se diz, calibrador de dose, dose quer dizer dose farmacêutica, isto é, a quantidade prescrita de uma substância a ser administrada para propósitos médicos. Este termo pode ser mal interpretado como dose absorvida ou como dose equivalente, que são grandezas radiológicas, coincidentemente, também aplicáveis ao uso de radionuclídeos em medicina nuclear. [13]

A medição de atividade é feita utilizando-se uma condição fixa, pré-definida do instrumento, tal como uma tecla, um potenciômetro ou um fator de multiplicação ajustado eletronicamente para cada radionuclídeo particular. Sua grande utilização em serviços de medicina nuclear deve a sua simplicidade de operação, estabilidade a curto e a longo prazos e sua versatilidade de operação, permitindo a medição da atividade de soluções radioativas em frascos, seringas e ampolas. [13]

As medições de atividade são feitas por um eletrômero controlado por um microprocessador que se encontra dentro da estrutura do detector da câmara de ionização. A câmara é protegida por uma camada de chumbo.

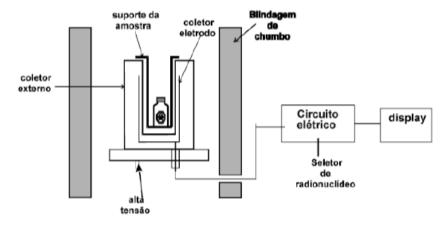


Figura 6.4 - Imagem esquemática de um calibrador de dose.

6.3 GAMA-CÂMARA

O Gama-câmara é um detector do tipo câmara de cintilação, também conhecida como câmara de Anger, pois foi inventada por Hal Anger. Este equipamento substituído os antigos *cintígrafos retilíneos*, que eram equipamentos com pouca flexibilidade. Sua função é realizar exames para diagnósticos, gerando imagens que nas quais é possível perceber profundidade dos órgãos. Algumas das doenças diagnosticadas pela câmara são: cardíacas, como a isquemia miocárdica; doenças cerebrais, como demências e epilepsia; oncológicas, como metástases ósseas, lesões hepáticas e câncer de tireoide; doenças ortopédicas, como por exemplo, infecções ósseas; e ainda hipertireoidismo, obstruções e cicatrizes dos rins, refluxo gastroesofágico e sangramento intestinal. [4]



Figura 6.5 - Gama-câmara GE Millennium MG.

O princípio básico de funcionamendo de um detector de cintilação já foi apresentado no capítulo anterior, o objetivo agora, é compreender como a gama-câmara é aplicada para gerar imagens. Os principais componentes de uma gama-câmara são ilustrados na Figura 6.6. O diagrama mostra um fóton incidindo no cristal, através do colimador e sofrendo absorção fotoelétrica. As fotomultiplicadoras são opticamente acopladas ao cristal. Este equipamento, geralmente, utiliza cristais de Iodeto de Sódio ativado com Tálio devido a uma série de vantagens que serão discutidas posteriormente. Os colimadores são dispositivos que ajudam a selecionar os melhores fótons para formar a imagem. A corrente elétrica gerada por cada fotomultiplicadora é posteriormente processada no circuito de posicionamento para calcular as coordenadas de x e y e passar pelo circuito de adição para calcular o pulso em z. Este pulso z passa através do analizador de altura de pulsos. Se o evento for aceito, ele será gravado espacialmente, na localização determinada pelos pulsos x e y. [4]

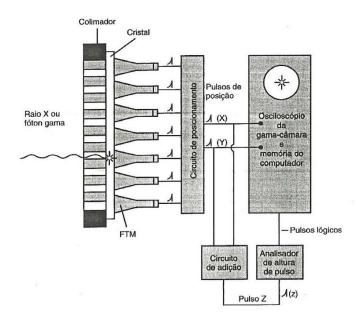


Figura 6.6 - Esquema simplificado de uma gama-câmara.

O Cristal de NaI[Tl]

Os cristais de iodeto de sódio ativado com tálio são relativamente baratos e possuem uma grande flexibilidae em tamanho e forma. Seu poder de frenagem é ideal para a faixa de energia usada em Medicina Nucler clínica. A dopagem com Tálio tem como propósito favorecer o caminho de volta da banda de condução para a banda de valência dos átomos do cristal que requerem elétrons para manter sua neutralidade elétrica, servindo como centros de luminescência. Geralmente utiliza-se entre 0,1 a 0,4 mol% de tálio para a dopagem. A eficiência de conversão é relativamente boa, por volta de 13%, lembrando que essa eficiência é dada pela probabilidade do fóton interagir com o meio e que a luz produzida seja coletada pelo fotocátodo das fotomultiplicadoras. A desvantagem desse cristal é sua fragilidade e sua natureza altamente higroscópica, isto é, quando o grau de absorção de água é extremamente elevado e o material começa a se dissolver na própria água absorvida. Para contornar esse problema o cristal deve ser hermeticamente selado. Na maioria das aplicações o cristal é selado por um invólucro de alumínio, exceto na face de contato com as fotomultiplicadoras, onde é recoberto por uma janela de quartzo para permitir que os fótons escapem e atinjam as fotomultiplicadoras. [4]

A diferença entre a gama-câmara de outros equipamentos de diagnóstico, é que não parte dela a radiação, mas a fonte é o próprio paciente. No momento do exame é introduzido via venosa a substância radioativa, o tipo de substância pode variar de acordo com o órgão que se deseja examinar. [4]

No entanto, o paciente sendo a fonte, pode trazer complicações no momento da coleta das informações e consequentemente, na formação da imagem. O ideal seria que o fluxo de fótons que chega ao detector fosse proporcional ao número de fótons emitidos

pelo órgão em estudo. Isso seria válido caso o órgão fosse uma fonte radioativa pontual no ar. Mas, como a realidade clínica é bem diferente disso, os fótons que chegam no detector não são todos interessantes para a formação da imagem. [4]

O radionuclídeo introduzido no paciente é escolhido de tal forma que este irá se concentrar no órgão de interesse, ao se desintegrar, ele sofre interações com os tecidos do corpo. Nos tecidos sofre absorção como também difusão, e isso diminui em número os fótons que chegam na gama-câmara e assim, a informação disponível para criar a imagem fica reduzida. A Figura 6.7 ilustra como os fótons podem se comportar antes de chegar ao detector. [4]

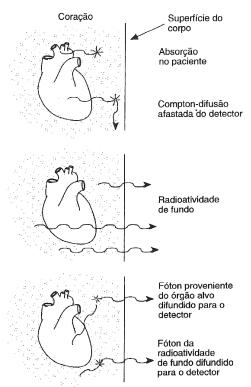


Figura 6.7 - O paciente como fonte de fótons. O desenho superior ilustra absorção e difusão de um fóton primário. Este nunca atinge o detector. O desenho do meio demostra a atividade do fundo atingindo o cristal, proveniente da parte posterior ao órgão alvo ou de suas circunvizinhanças. O desenho inferior ilustra o objeto e os fótons de fundo difundidos em direção ao detector.

Os "bons fótons" são os fótons primários provenientes diretamente dos órgãos de interesse, emitidos paralelamente ao eixo do campo de visão do colimador. Estes são fótons desejados para a construção da imagem cintilográfica. Fótons primários indesejados podem ser provenientes da radioatividade de fundo nos tecidos, na frente ou atrás da estrutura alvo. Esses fótons primários podem ser coletados pelo detector e como não é possível fazer distinção entre esses "maus fótons" eles causam redução no contraste da imagem ou distorcem a análise quantitativa dos dados. [4]

Outros fótons primários indesejáveis são aqueles que viajam para direções diferentes do eixo de visão do detector. A radiação acontece com a mesma probabilidade em todas as direções. Para contornar esse problema são utilizados *colimadores* para absorver essa radiação inconveniente. [4]

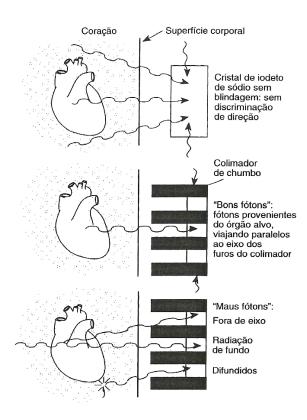


Figura 6.8 - Interação dos fótons provenientes do paciente com o detector, e um colimador de furos paralelos simplificado. O colimador faz uma discriminação direcional para raios primários e fótons difundidos. Ele não elimina a radiação de fundo nem os fótons difundidos, que viajam para o detector dentro da geometria de aceitação do campo de visão do detector. Bons fótons são os primários que se originam no órgão alvo e que viajam paralelamente ao eixo do campo de visão do colimador, e que não sofrem difusão.

A terceira principal fonte de maus fótons é a difusão Compton. Fótons originários do órgão alvo ou adjacentes a ele podem sofrer difusão e viajar para o detector. Fótons Compton-difundidos perdem uma parte de sua energia e podem ser parcialmente discriminados pela análise de altura de pulso, no entanto, esta habilidade está longe de ser a ideal. Por exemplo, um fóton de 140 KeV difundidos num ângulo de 30° retêm uma energia de 135KeV, que seria aceita numa janela de discriminação de 20%, isto é, a janela normalmente usada para as imagens clínicas com ^{99m}Tc. [4]

Colimadores

Os colimadores, colocados em frente ao cristal, são feitos de um material praticamente radiopaco, como o chumbo ou o tungstênio, preenchido com furos separados por finas partições de material absorvente, os septos. Os furos permitem selecionar os fótons que chegam ao cristal, passando apenas os que possuem uma direção específica, sendo os restantes absorvidos pelos septos. [12]

O objetivo é definir o campo de visão geométrico do cristal e a direção específica de entrada dos fótons para incidir no cristal. O colimador discrimina os fótons indesejados com base apenas na direção, ele não distingue fótons primários difundidos

ou mesmo de energias diferentes. O responsável em fazer essa discriminação é o analisador de altura de pulso. [12]

A resolução espacial na Gama-câmara é determinada essencialmente pela geometria do colimador, podendo ser usados quatro tipos básicos de colimadores: divergentes, convergentes, *pinhole* e furos-paralelos. A Figura 6.9 ilustra esses modelos. [12]

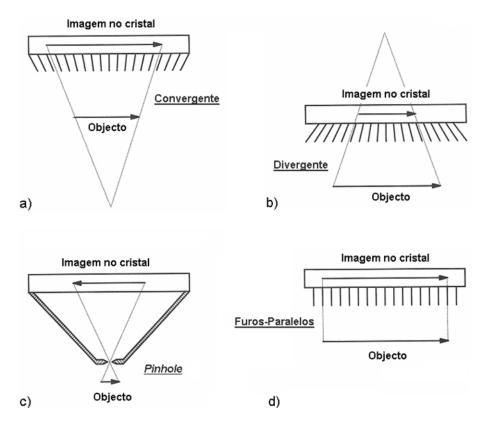


Figura 6.9 - Tipos de colimadores usados em câmaras de cintilação.

Os colimadores convergentes e divergentes são utilizados para ampliar ou reduzir, respectivamente, a imagem de órgãos ou do corpo inteiro. O grau de ampliação ou de redução depende da espessura do colimador e da distância da fonte ao colimador.

Enquanto, os colimadores *pinhole* consistem numa única abertura, assim como as câmaras escuras e tem o mesmo princípio óptico. A abertura tem, em geral, 3 a 5 mm de diâmetro e está situada na extremidade de uma blindagem cônica. Esse tipo é usado para fornecer imagens de órgãos pequenos e de superficiais (tiróide, articulações). Os fótons gama que passam através do colimador *pinhole* projetam uma imagem invertida da distribuição da fonte, no cristal. [12]

O colimador mais utilizado é o dos furos-paralelos, que permite apenas a passagem dos fótons cuja incidência seja normal a sua superfície. Existem diversos tipos de colimadores de furos-paralelos, e sua utilização irá depender da energia dos radionuclídeos usados para realizar o exame. A diferença entre suas montagens é determinada por uma série de parâmetros, como diâmetro, altura e espessura dos furos,

espessura dos septos, número de furos por unidade de superfície e forma dos furos (Figura 6.10). [12]

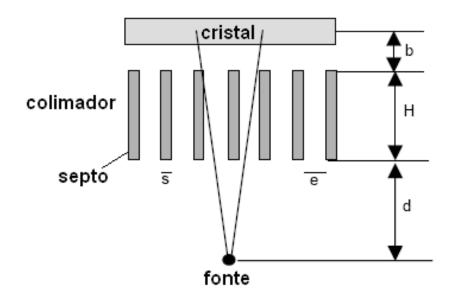


Figura 6.10 - Parâmetros geométricos de um colimador de furos paralelos.

Guia de Luz

O guia de luz é geralmente feito de quartzo, tem com função assegurar o acoplamento óptico entre o cristal e os tubos fotomultiplicadores. O seu índice de refração é próximo do índice de refração do cristal, de forma a otimizar o transporte da luz em direção às fotomultiplicadoras. Ele também ajuda a reduzir as variações de eficiência na coleta da luz, isto é, a luz gerada nos espaços mortos que não são cobertos pela janela de entrada dos tubos fotomultiplicadores é reduzida pelo guia de luz, que recolhe a luz emitida nesses espaços e a dirige para o fotocátodo. [12]

Nas primeiras câmaras de cintilação, o guia de luz contribuiu consideravelmente para um melhoramento da linearidade da resposta de detecção, embora à custa de pior resolução espacial intrínseca. Atualmente, os tubos fotomultiplicadores são disponíveis num arranjo ótimo à superfície do cristal, reduzindo os espaços mortos. O guia de luz vem sendo substituído por métodos de correção automática da linearidade e da uniformidade. [12]

Montagens das fotomultiplicadoras

O grande conceito inovador da gama-câmara foi usar muitas fotomultiplicadoras atrás do cristal para poder localizar a posição do evento. A Figura 6.11 mostra duas montagens ou disposições das fotomultiplicadoras para um cristal circular. Em geral, elas são dispostas numa configuração hexagonal de tal forma que a distância entre suas vizinhas mais próximas seja idêntica. A mudança da forma redonda para a hexagonal permitiu uma melhor cobertura do cristal. [4]

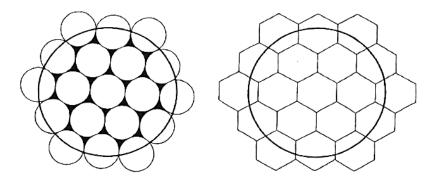


Figura 6.11 - Fotomultiplicadoras de forma circular (esquerda) e hexagonal (direita).

6.3.1 CARACTERÍSTICAS DE UMA GAMA-CÂMARA

O desempenho de uma gama-câmara é caracterizado pelos seguintes parâmetros: resolução em energia, sensibilidade, resolução espacial, linearidade e uniformidade.

6.3.1.1 Resolução em Energia

A resolução em energia traduz a precisão com que a câmara de cintilação é capaz de determinar a energia de um fotón gama detectado. Quanto melhor a resolução em energia, maior será a capacidade de rejeitar os fótons de dispersão e, portanto melhor a resolução espacial. A qualidade de uma medida da energia de resolução está relacionada com uma série de fatores como: flutuações estatísticas no número de fótons de cintilação produzidos por cada keV de energia depositado no cristal e no número de fótons de cintilação detectados pelo fotocátodo da fotomultiplicadora; sensibilidade não uniforme para a luz de cintilação sobre a área das fotomultiplicadoras; flutuações no número de elétrons provenientes do fotocátodo; variações estatísticas no fator de amplificação dos dinodos; flutuações na alta voltagem aplicada à fotomultiplicadora e ruído eletrônico. Em cristais cintiladores de NaI(Tl), a principal contribuição para a resolução em energia são as flutuações no número de elétrons produzidos no fotocátodo por efeito fotoelétrico.[12]

Como foi visto no capítulo 4, a resolução em energia R(E) é medida através da largura a meia altura FWHM(E) da resposta em energia, dividida pela energia E da radiação proveniente do radionuclídeo utilizado, e é expressa em porcentagem:[12]

$$R(E) = \frac{FWHM(E)}{E} \cdot 100\% \tag{24}$$

Nas Câmaras Gama, a resolução em energia é tipicamente da ordem de 10 % para fotóns gama de 140 keV.[12]

6.3.1.2 Sensibilidade

A sensibilidade é definida pela razão entre o número de fótons primários detectados e o número total de fótons emitidos pela fonte radioativa segundo o ângulo sólido visto pelo detector. A sensibilidade depende principalmente do tipo de colimador utilizado e do rendimento luminoso do cristal.[12]

Para um colimador de furos paralelos, a sensibilidade geométrica, S_c , é definida como a fração de radiação emitida por uma fonte pontual que atravessa os furos do colimador, sendo dada por:[12]

$$S_c = \left[\frac{e^2}{(e+s)H_e}\right]^2 \tag{25}$$

na qual e é o diâmetro dos furos do colimador, s é a espessura dos septos do colimador (Figura 6.10). O He é o comprimento efetivo dos canais do colimador, que é calculado tendo em conta a altura do colimador, H, e o coeficiente de atenuação, μ , do material que o constitui: $He = H - 2/\mu$.[12]

A sensibilidade de uma gama-câmara não é linear com o aumento da taxa de contagem e diminui mesmo quando a submetemos a uma elevada taxa de contagem. Isto acontece devido ao tempo morto da câmara, tempo durante o qual a câmara está a tratar um evento e ainda está indisponível para poder adquirir o segundo. Os defeitos de sensibilidade são causados por defeitos do cristal e do guia de luz.[12]

6.3.1.3 Resolução Espacial

A resolução espacial de um detector descreve a deterioração introduzida pelo detector durante a aquisição da imagem de uma fonte linear ou pontual. A resolução espacial corresponde à menor distância entre duas fontes pontuais ou lineares distinguíveis na imagem adquirida e é dada pela largura a meia altura, *FWHM*, da função de dispersão pontual – PSF (*Point Spread Function*) (Figura 6.12). A PSF é a distribuição que reflete o modo como a radiação gama, emitida por uma fonte pontual, interagiu no detector, fornecendo informação sobre a resposta espacial do detector, necessária à formação da imagem. [12]

A resolução espacial, R, de uma Gama-câmara resulta da contribuição da resolução espacial intrínseca, R_i , relacionada com as características do cristal e das fotomultiplicadoras, e da resolução espacial do colimador, R_c :[12]

$$R = \sqrt{{R_i}^2 + {R_c}^2} \tag{26}$$

A medida da resolução intrínseca é feita no campo de visão da Gama-câmara sem o uso do colimador, assim vai depender da distribuição aleatória dos elétrons de recuo, resultantes da interação dos fótons gama no cristal, de flutuações estatísticas no número de fótons ópticos que atingem o fotocátodo das fotomultiplicadoras, da eficiência quântica dos FMTs e da eletrônica do sistema. A resolução espacial intrínseca de uma gama-câmara atual, para uma fonte de 140 keV é tipicamente de 3 mm. [12]

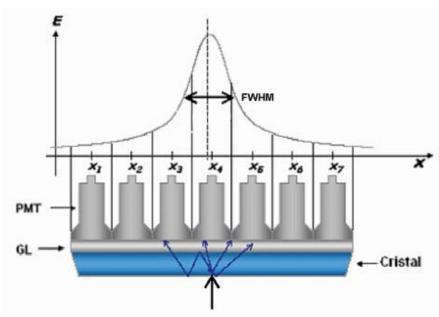


Figura 6.12 - Função de dispersão para uma fonte pontual.

A resolução espacial do colimador depende da sua geometria. Para um colimador de furos paralelos é expressa aproximadamente em função dos parâmetros do colimador, representados na Figura 6.10: diâmetro dos furos, *e*, a espessura dos septos, *s*, a distância entre o colimador e o meio do cristal, *b*, distância entre a fonte e a face do colimador, *d*, e o comprimento efetivo dos canais, *He*: [12]

$$R_c \cong \frac{\left(\frac{e}{e+s}\right) \cdot (H_e + b + d)}{H_e} \tag{27}$$

Esta equação mostra que a resolução espacial melhora com o aumento da altura (profundidade) do colimador, com a diminuição do diâmetro dos furos e com a diminuição da distância entre a fonte e o colimador. No entanto, ao melhorar a resolução espacial alterando os parâmetros geométricos do colimador, conduz a uma degradação da sensibilidade da gama-câmara. A escolha do colimador depende da energia do radionuclídeo utilizado, tendo em conta um compromisso aceitável entre resolução espacial e sensibilidade. [12]

6.3.1.4 Linearidade Espacial

A linearidade espacial caracteriza a capacidade da gama-câmara em determinar as coordenadas da radiação emitida, ou seja, a capacidade de reconstruir a forma exata de um objeto. Pode ser medida através da análise da distorção geométrica na reprodução de uma imagem de fontes lineares.

A linearidade espacial depende bastante da homogeneidade da resposta do fotocátodo das fotomultiplicadoras (pode ser mais sensível no centro do que na periferia), da dimensão das fotomultiplicadoras utilizadas, da homogeneidade do cristal e do guia de luz, quando usado. Quanto maior o número de FMTs e mais homogêneo for o fotocátodo, melhor será a linearidade espacial.

6.3.1.5 Uniformidade

A uniformidade de uma gama-câmara define a capacidade de produzir uma imagem homogênea quando exposta a um fluxo homogêneo de fótons. Os defeitos de uniformidade podem originar manchas muito relevantes em tomografia. As correções do fator de multiplicação das fotomultiplicadoras, realizadas pelos processadores, permitem a retificação da uniformidade na totalidade do campo de visão.

7 CONTROLES DE QUALIDADE

Neste capítulo serão apresentados os tipos de testes realizados nos equipamentos descritos no capítulo 6. Aqui, serão explicados os procedimentos de cada teste, analisando como os equipamentos devem responder a estes processos e o limite aceitável que cada um pode apresentar. Em anexo, estão os dados de todos esses testes, realizados na Clínica Núcleo Diagnósticos da cidade de Maringá, que concedeu seus resultados para que este trabalho pudesse exemplificar.

Atualmente, a Comissão Nacional de Energia Nuclear é responsável pela normatização e regulamentação de equipamentos e processos que envolve radioatividade. Os testes para o controle de qualidade devem ser realizados com periodicidade, segundo a Norma CNEN 3.05 determinada por eles, como apresenta a Tabela 7.1. Geralmente a fiscalização fica por conta da Vigilância Sanitária.

Tabela 7.1 Co	ntroles de Ou	alidades	determinados	nalo CNEN
Tabela 7.1 Co	mu oies de Qu	lanuaues	deteriiiiados	peio Circir.

Periodicidade	Aparelho	Teste	
Diário	Câmara de cintilação	Uniformidade de campo	
Diário		Monitoração das	
		superfícies, luvas e mãos	
Semanal	Câmara de cintilação	Resolução espacial	
Semanal	Câmara de cintilação	Linearidade	
Quinzenal		Medida de taxa de	
		exposição nas áreas	
		controladas	
Mensal	Monitores de taxa de	Reprodutibilidade	
	exposição (Geiger)		
Mensal	Câmara de cintilação	Centro de rotação	
Semestral	Curiômetro	Exatidão	
Semestral	Curiômetro	Precisão	
Semestral	Curiômetro	Linearidade	
Semestral	Câmara de cintilação	Sensibilidade	
Semestral	Câmara de cintilação	Resolusão energética	
Anual	Curiômetro	Reprodutibilidade	

7.1 GEIGER-MÜLLER

O controle de qualidade dos monitores de radiação não é realizado nas clínicas ou nos demais centros, esse teste é de responsabilidade do CNEM. Então, a cada seis meses, estes equipamentos são recolhidos para realizar dois testes: a taxa de exposição e a contaminação de superfícies. No Anexo 1 pode-se observar um resultado do controle de qualidade realizado em agosto de 2011.

7.2 CURIÔMETRO

Uma vez que o calibrador de dose é empregado para determinar a atividade do radionuclídeo administrado ao paciente num exame específico ou em procedimento terapêutico, é de vital importância que esteja em perfeito funcionamento. Isto só pode ser assegurado se determinados procedimentos de garantia da qualidade forem seguidos.

Os calibradores de dose comerciais são normalmente calibrados utilizando soluções padrões dos radionuclídeos (calibração direta) de um laboratório nacional de padrões, ou alternativamente por comparação com um instrumento de referência (calibração indireta). Na calibração indireta as medições do instrumento a ser calibrado e do instrumento de referência diretamente calibrado são comparadas pela introdução de uma fonte de referência sob condições idênticas de medição no poço de cada uma das câmaras. As condições operacionais da fonte a ser medida são aplicadas e a medição do primeiro instrumento é ajustada.

O controle de qualidade deste equipamento é feito com quatro testes: Exatidão, Linearidadde, Precisão e Reprodutibilidade.

Tabela 7.2 – I	Radionuclídeos	de referência.
----------------	----------------	----------------

Radionuclídeo	Energia (KeV)	Meia-vida	Atividade (mCi)
Cobalto-57	122	271 dias	5,00
Bário-133	356	10,7 anos	0,25
Césio-137	662	30 anos	0,20
Cobalto-60	1173	5,27 anos	0,05

7.2.1 EXATIDÃO

O teste de exatidão mede o quão próximo do valor real está o valor medido. A exatidão intrínseca depende dos fatores de calibração relacionados principalmente com a geometria da câmara. Vem certificada pelo fabricante, mas este valor pode ser alterado ao longo do tempo de uso como resultado de mudanças na pressão do gás e de oscilações de tensão. É calculada pelo desvio percentual do valor da atividade medida com relação à atividade de referência.

Procedimento

- 1) São escolhidas duas fontes diferentes com tempo de meia-vida longo. Pode ser o Bário-133 e o Cobalto-57.
- 2) Para a primeira fonte são realizadas 10 medidas consecutivas de atividade.
- 3) Anota-se os valores A_i de cada medida e calcula-se a média aritimética A_m.

4) Calcula-se a diferença percentual entre a média das medidas com um valor padrão A_c :

$$E(\%) = \frac{(A_m - A_c)}{A_c} \cdot 100 \tag{28}$$

5) Repete o procedimento para a segunda fonte.

Limite de aceitação: 10% Periodicidade: Semestral

7.2.2 LINEARIDADE

O teste de linearidade é feito para detectar a resposta do calibrador numa faixa de variação de atividades conhecidas. A forma mais comum de realização é colher uma amostra de tecnécio-99m e fazer medições seqüenciais durante o decaimento. Como a variação da atividade em função do tempo é um parâmetro físico definido, qualquer variação nas medições indica que o equipamento não está com uma resposta linear.

Procedimento

- 1) Escolher uma fonte de tempo de meia-vida de algumas horas. Geralmente se usa o tecnécio-99m por ter tempo de meia-vida de 6h.
- 2) Administrar um volume conhecido para essa fonte e inserir no curiômetro.
- 3) De meia e meia hora, anota o valor de atividade indicada no monitor do equipamento.
- 4) Plota-se uma curva da atividade medida e atividade teórica (equação 12) em função o tempo. Veja o Anexo 2: Controle de qualidade do curiômetro.

Limite de aceitação: 10% Periodicidade: Semestral

7.2.3 PRECISÃO

É um teste para medir a habilidade do calibrador de repetir a medida da mesma amostra ao longo do tempo. Geralmente é usada uma fonte de bário-133, césio-137 ou cobalto-57 por terem tempo de meia-vida altos, por volta de anos. O teste é muito parecido com o teste de exatidão, porém a grandeza de comparação é a média das medidas.

Procedimento

- 1) São escolhidas duas fontes diferentes com tempo de meia-vida longo. Pode ser o Bário-133 e o Cobalto-57.
- 2) Para a primeira fonte são realizadas 10 medidas consecutivas de atividade.
- 3) Anota-se os valores A_i de cada medida e calcula-se a média aritimética A_m.
- 4) Calcula-se a diferença percentual entre a medida da atividade individual e a média das medidas:

$$P(\%) = \frac{(A_i - A_m)}{A_m} \cdot 100 \tag{29}$$

5) Repete o procedimento para a segunda fonte.

Limite de aceitação: 5% Periodicidade: Semestral.

7.2.4 REPRODUTIBILIDADE

Definida como uma propriedade de concordância entre os resultados de medições sucessivas de uma mesma grandeza, executadas pelo mesmo método, mesmo laboratório, mesmos instrumentos, mesmo observador, mesmas condições.

Procedimento

- 1) São escolhidas duas fontes diferentes com tempo de meia-vida longo. Pode ser o Bário-133 e o Cobalto-57.
- 2) Para a primeira fonte, meça sua atividade com o curiômetro regulado para a fonte.
- 3) Regula-se a janela do curiômetro para tecnécio-99m, faça a medida e anote. Regula a janela do curiômetro para iodo-131, faça a medida e anote. Regula a janela do curiômetro para gálio-67, faça a medida e anote.
- 4) Acrescente esses dados aos dados obtidos nos anos anteriores.
- 5) Observe se as curvas se alteraram mais de 5%.
- 6) Repita o procedimento para a segunda fonte.

Limite de aceitação: 5% Periodicidade: Anual

7.3 GAMA-CÂMARA

As Gama-câmaras são equipamentos compostas por dispositivos complexos com componentes físicos, mecânicos e eletrônicos. Seu funcionamento incorreto ou quebra de qualquer um destes pode acarretar em um diagnóstico equivocado, pois as imagens podem ficar comprometidas, apresentando pontos onde não deveria, ou deixando de indicar alguma saliência conforme o defeito, podendo comprometar sua resolução.

Por essas razões foram criados procedimentos a fim de assegurar o funcionamento adequado da gama-câmara. Para gama-câmaras modernas os testes são processados pelos seus próprios softwares, o operador deve seguir as recomendações do fabricante para realizar os testes. A periodicidade e o limite de aceitação continuam sob as normas da CNEN.

Os testes apontados pelo CNEN para uma câmara de cintilação são: teste de uniformidade de campo, teste de resolução espacial (intrínsica e do sistema), teste de sensibilidade, teste de resolução energética, teste de linearidade e teste de centro de rotação.

7.3.1 UNIFORMIDADE DE CAMPO

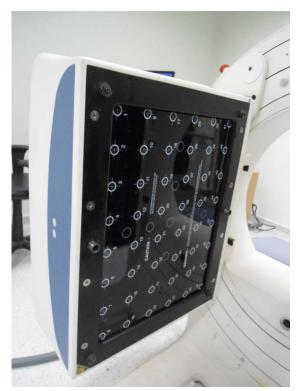
Neste teste é verificado o funcionamento das fotomultiplicadoras. O software irá colher informações de uma fonte radioativa pontual e irá procurar se há diferença entre os pixels da imagem formada.

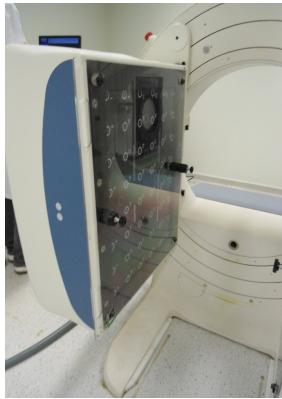
Procedimento

1) Retiram-se os colimadores com o auxílio do suporte.



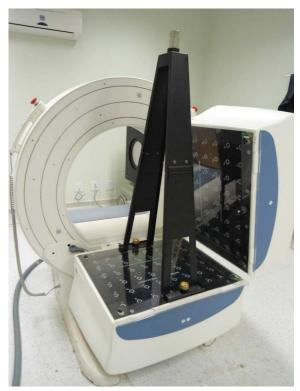
2) No lugar do colimador é colocada a placa sensorial.



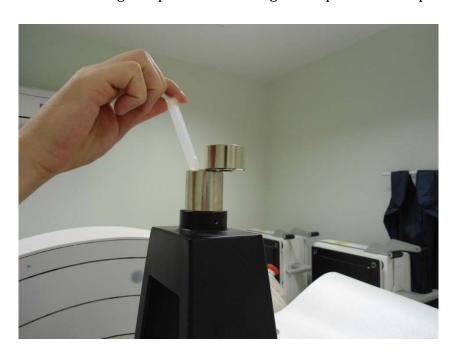


3) Ajustam-se as cabeças da gama-câmara, de modo que a cabeça que se deseja medir fique paralela ao chão e a outra em um ângulo de 90°.

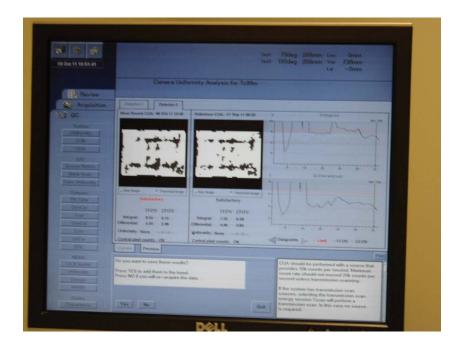
4) Encaixa-se o *Bibop* na cabeça que irá testar. Bibop é um suporte que faz parte do conjunto de equipamentos que compõe a gama-câmara, nele é onde será depositada a fonte radioativa. Quando encaixado corretamente, ele irá separar a fonte radioativa com o centro da cabeça em exatamente um metro. Essa distância é importante para o software calcular corretamente os dados para o teste.



5) Administra uma atividade de 60μCi de tecnécio-99m em solução fisiológica com uma seringa. Deposita-se a seringa no suporte do Bibop.



6) Com o sistema já montado é, então, rodado o software durante seis minutos com o número de contagens entre 10 a 20Kcontagens/segundo.



- 7) Repete-se o procedimento para a outra cabeça, administrando novamente a dose da fonte.
- 8) Ao final dos testes das duas cabeças, o sistema prepara um relatório com o resultado. O Anexo 3 traz um relatório do teste de uniformidade.

Periodicidade: Diário

7.3.2 RESOLUÇÃO ESPACIAL (INTRÍNSICA E DO SISTEMA)

Resolução Espacial do Sistema menor distância em que duas fontes radioativas puntiformes podem ser reconhecidas distintas pelo sistema. Também definida como largura da curva (função dispersão de linha) na meia altura.

Resolução Espacial Intrínseca (para câmara de cintilação) largura da curva (função dispersão de linha) na meia altura, obtida de fonte radioativa linear apropriada, sem colimador. Também pode ser obtida por meio de simulador de barras tipo quadrante, irradiado com fonte puntiforme. Valor de resolução obtido multiplicando-se a largura da barra de menor valor registrada como distinta, pelo fator 1,75.

Procedimento

- 1) Colocam-se os colimadores de barras paralelas com o auxílio do suporte.
- 2) Ajustam-se as cabeças da gama-câmara, de modo que a cabeça que se deseja medir fique paralela ao chão e a outra em um ângulo de 90°.

6BCONTROLES DE QUALIDADE

64

- 3) Encaixa-se o Bibop na cabeça que irá testar.
- 4) Administra-se uma atividade de 60μCi de tecnécio-99m em solução fisiológica com uma seringa.
- 5) Deposita-se a seringa no suporte do Bibop.
- 6) Com o sistema já montado é, então, rodado o software durante seis minutos com o número de contagens entre 10 a 20Kcontagens/segundo.
- 7) Repete-se o procedimento para a outra cabeça, administrando novamente a dose da fonte.
- 8) Ao final dos testes das duas cabeças, o sistema prepara um relatório com o resultado. O Anexo 3 traz um relatório do teste de uniformidade.
- 9) O software mede e aponta quando há alguma irregularidade.

Periodicidade: Semanal

7.3.3 LINEARIDADE

Este teste é realizado juntamente com o de resolução espacial. Ao se obter o relatório de Resolução Espacial do Sistema, é feito uma medida entre as barras, usando somente as ferramentas do software.

Periodicidade: Semanal

7.3.4 SENSIBILIDADE

Destina-se em averiguar o desempenho de contagens por unidade de atividade.

7.3.5 RESOLUÇÃO ENERGÉTICA

Usa-se uma fonte radioativa que se conhece seu comportamento energético, ou seja, o gráfico da energia versus o número de contagens. Assim, é possível analisar se a janela do detector está calibrada conforme a energia que se deseja medir. Mas, o interesse é medir a meia altura da curva de energia (FWHM).

Procedimento

1) Colocam-se os colimadores de barras paralelas com o auxílio do suporte.

6.5

- 2) Ajustam-se as cabeças do gama-câmara, de modo que a cabeça que se deseja medir fique em um ângulo de 90° do chão.
- 3) Com o uso do Bibop, cola-o a uma distância de 2 metros da cabeça do gamacâmara.
- 4) Administra uma atividade de 1 mCi de tecnécio-99m em solução fisiológica com uma seringa.
- 5) Deposita-se a seringa no suporte do Bibop.
- 6) Com o sistema já montado é, então, rodado o software durante 10 minutos com o número de contagens entre 10 a 30Kcontagens/segundo e uma janela de 20%.
- 7) Repete-se o procedimento para a outra cabeça, administrando novamente a dose da fonte.
- 8) Ao final dos testes das duas cabeças, o sistema confecciona o gráfico da energia de resolução. Nele está mostrando a energia de pico e o fator de resolução. O Anexo 3 traz um teste de uniformidade.
- 9) O software mede e aponta quando há alguma irregularidade.

Periodicidade: Semestral

7.3.6 CENTRO DE ROTAÇÃO

Este tem o objetivo de verificar a rotação dos braços do equipamento, ou seja, é um teste mecânico do equipamento. Esse teste é realizado com os colimadores, o suporte da fonte é a própria cama de exame.

Procedimento

- 1) Colocam-se os colimadores com o auxílio do suporte.
- 2) Ajustam-se as cabeças do gama-câmara, de modo que a cabeça que se deseja medir fique oposta a outra.
- 3) Posiciona a cama de exame no centro delas.
- 4) Administra uma atividade de 1mCi de tecnécio-99m em solução fisiológica com uma seringa.

- 5) Deposita-se a seringa sobre a cama de exame, porém ela deve ficar deslocada do centro da cabeça.
- 6) Com o sistema já montado é, então, rodado o software durante alguns minutos com o número de contagens determinado pelo sofware.
- 7) As cabeças começam a girar simulteneamente.
- 8) Ao final do teste, o sistema prepara um relatório com o resultado. No anexo 3 traz dois relatórios para esse teste da mesma gama-câmara.
- 9) O software mede e aponta quando há alguma irregularidade.

Periodicidade: Mensal

7.4 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

A calibração do monitor de radiação Inspector Alert apresentou incerteza de 6 a 7% para o teste de Taxa de Exposição e um desvio um pouco maior para o teste de Contaminação de Superfície, no qual, apresentou incerteza de 8% para todas as fontes. Os valores aceitáveis para estes testes é de 25%. Assim, o equipamento está operando dentro do padrão de segurança.

Os testes do calibrador de dose ou curiômetro, também apresentaram valores satisfatórios. Para o teste de Exatidão foram obtidos resultados diferentes para a fonte de bário-133 e cobalto-57, sendo respectivamente +2,27% e -0,38%, no entanto, ambos estão de respeitando o limite de ±10%. Essa discrepância no resultado pode ser devido à atividade das fontes, sendo que a atividade corrigida para o bário-133 foi de 215,1µCi, enquanto para o cobalto-57 a atividade era consideravelmente menor, de 0,513 µCi. Levando em conta o comportamento exponencial da atividade essa diferença pode ser explicada. No teste de Linearidade a variação média foi de 0,7%, sendo um resultado excelente pois o limite é de 20%. Para o tese de Precisão, não foi observado qualquer desvio, um resultado bastante satisfatório tendo em vista que esse teste é mais rigoroso permitindo apenas um erro de ±5%. No teste de Reprodutibilidade com variação dentro de ±1% para as duas fontes, também apresentando uma medida dentro do limite de aceitação de ±5%.

Para a Gama-Câmara, muitos dos testes são realizados e avaliados pelo próprio programa do equipamento. Todos os testes realizados mostraram resultados aceitáveis garantindo que a câmara de cintilação estava funcionando adequadamente. O teste de Uniformidade de campo apresenta uma imagem homogênea. No anexo 4, página 90, tem-se uma imagem de dois testes, comparando um resultado com uniformidade ideal e o outro com a uniformidade comprometida. Nesta mesma página se observa o teste de Linearidade com o uso de colimadores de barras paralelas, na imagem da direita fica evidente as distorções entre as barras. Esse teste foi realizado na clínica como mostra a

página 83. No teste de Resolução Espacial também é possível observar se o cristal apresenta fissuras, um exemplo de um resultado deste teste com o cristal comprometido está na página 91. No teste de Centro de Rotação o sistema além de apontar alguma irregularidade ele também calibra o equipamento comparando com um comportamento teórico ideal. O teste de resolução energética apresenta uma curva de energia dentro da janela utilizada e um pico de energia em 140,2KeV respeitando totalmente o comportamento da fonte utilizada, a fonte de tecnécio-99m.

Portanto, todos os equipamentos analisados estavam de acordo com os limites indicados pelas normas da CNEN, assim, os funcionários desta clínica podem trabalhar com segurança e os pacientes tem garantida a qualidade das imagens que serão usadas em seu diagnóstico.

8 CONCLUSÃO

Os equipamentos detectores com uso de radiação sem dúvida revolucionaram a medicina, hoje é possível realizar diversos exames, observar o interior do corpo sem que seja necessária uma única incisão. Essa maneira de diagnosticar é extremamente vantajosa para o paciente, pois é segura e não prejudica suas condições de saúde, tendo em vista que, geralmente, a pessoa pode estar já bastante debilitada.

Atualmente, esses equipamentos fazem parte da rotina das pessoas. É difícil encontrar alguém que nunca passou por um procedimento diagnóstico usando medicina nuclear, como, por exemplo, um exame de Raios-X. No entanto, esses indivíduos não tendem a se perguntarem sobre as condições que aquele equipamento se encontra, se seu funcionamento está adequado e seguro. Para que essa qualidade seja garantida, os órgãos responsáveis por liberar a prática nuclear devem criar normas e fiscalizar. Mas, acima de tudo, deve haver a responsabibidade e comprometimento da empresas, clínicas e hospitais em realizar esses testes, bem como contratar pessoas licenciadas a realizarem tais procedimentos.

ANEXO 1: CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO GEIGER- MÜLLER



SERVIÇO DAS RADIAÇÕES APLICADAS À SAÚDE LABORATÓRIO DE CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS

Avenda Presidente Antônio Carlos, 6627
Campus da UFMG - Pampulha - CEP 31270.901
Caixa Postal 941 - CEP 30161.970
Belo Horizonte - Minas Gerais
Telefax:(31) 3069-3425 E-mail: led@cdtn.br

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº 8952/SOMA/11

OS RESULTADOS DESTE CERTIFICADO REFEREN-SE EXCLUSIVAMIENTE AO INSTRUMENTO SUBMETIDO Á CALIBRAÇÃO NAS CONDIÇÕES ESPECIFICADAS. NÃO SENDO EXTENSIVO A QUAISQUER LOTES

A REPRODUÇÃO DESTE CERTIFICADO SÓ PODERÁ SER TOTAL E DEPENDE DA APROVAÇÃO , POR ESCRITO, DO LABORATÓRIO.



COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR CENTRO DE DESENVOLVIMENTO DA TECNOLOGIA NUCLEAR

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº 8952/SOMA/11

1. Instituição

Razão social:

DENSOMAR S/S

Endereço

RUA LUIZ CALMÕES, Nº 108 ZONA 01

MARINGÁ - PR

2. Especificações do instrumento

Tipo

Monitor de radiação

Identificação

Fabricante

Modelo

International Medcom

Inspector Alert

Série : 32340

3. Condições de calibração

3.1 Condições ambientais

3.1.1 Taxa de exposição

Temperatura

 $22 \, ^{\circ}\text{C} \pm 2 \, ^{\circ}\text{C}$

Pressão

 $92 \text{ kPa} \pm 2 \text{ kPa}$

Umidade relativa do ar :

 $32\% \pm 5\%$

3.1.2 Contaminação de superfície

Temperatura

22 °C ± 2 °C

Pressão

 $93 \text{ kPa} \pm 2 \text{ kPa}$

Umidade relativa do ar :

 $61\% \pm 5\%$

3.2 Geometria

3.2.1 Taxa de exposição

Eixo longitudinal do monitor perpendicular ao feixe de radiação.

3.2.2 Contaminação de superfície

Superfície da janela do detetor paralela à superfície ativa da fonte.

3.3 Ponto de referência

3.3.1 Taxa de exposição

Centro geométrico do volume sensível do detector.

3.3.2 Contaminação de superfície

O detector foi posicionado com a superfície da janela a 3,0 mm de distância da superfície ativa da fonte de referência.



COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR CENTRO DE DESENVOLVIMENTO DA TECNOLOGIA NUCLEAR

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº 8952/SOMA/11

4. Resultados da calibração

4.1 Taxa de exposição

Fonte de radiação	Taxa de Exposição (mR/h)	Modo	Indicação média do instrumento (mR/h)	Incerteza expandida* (%)
¹³⁷ Cs	0,50	mR/h	0,538	7
	2,0		2,141	7
¹³⁷ Cs	5,0	mR/h	5,356	6
	8,0		8,584	6
¹³⁷ Cs	20		22,23	6
	50	mR/h	54,90	6
	80		87,87	6

^{* -} A estimativa da incerteza expandida é baseada na incerteza padronizada combinada multiplicada pelo fator de abrangência igual a 2;

4.2 Contaminação de superfície

Fonte de radiação	Tipo de Radiação	Modo	Eficiência (%)	Incerteza expandida* (%)
⁹⁰ Sr	beta	СРМ	52%	8%
^{14}C	beta	CPM	18%	8%
³⁶ Cl	beta	CPM	50%	8%
²⁴¹ Am	alfa	CPM	33%	8%

^{* -} A estimativa da incerteza expandida é baseada na incerteza padronizada combinada multiplicada pelo fator de abrangência igual a 2.

5. Grandeza e unidade de calibração

5.1 Taxa de exposição

Como o instrumento foi construído para medir taxa de exposição em mR/h, a calibração do mesmo foi realizada nesta unidade que não faz parte do Sistema Internacional de Unidades.

5.2 Contaminação de superfície

A calibração do instrumento foi feita em termos de eficiência de deteção.



COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR CENTRO DE DESENVOLVIMENTO DA TECNOLOGIA NUCLEAR

CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº 8952/SOMA/11

6. Rastreabilidade

6.1 Taxa de exposição

A rastreabilidade da grandeza de calibração é estabelecida no uso do Dosímetro Padrão de Referência PTW, modelo LS01, série M32002-022, o qual é calibrado no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes - IRD / CNEN, Rio de Janeiro, RJ.

6.2 Contaminação de superfície

As fontes de referência foram calibradas no Laboratório DEUTSCHER KALIBRIERDIENST, Alemanha.

7. Data da calibração: 22 de agosto de 2011

Belo Horizonte, 22 de agosto de 2011

Ronaldo Bittar

Executante

Annibal Theotonio Baptista Neto

Responsável Técnico, Substituto

ANEXO 2: TESTES DE CONTROLE DE QUALIDADE DO CURIÔMETRO

TESTE DE EXATIDÃO

Calcular a diferença percentual entre a média das atividades medidas e a atividade da fonte padrão corrigida pelo decaimento.

30 MAIO DE 2011

Fonte de Bário-133 Calibração 01/11/2008 Ativ. 254,4 uCi

Atividade corrigida pelo decaimento 215,1 uCi

Medidas	BG	A(uCi-BG)
A1	0	220,0
A2	0	220,0
A3	0	220,0
A4	0	220,0
A5	0	220,0
A6	0	220,0
A7	0	220,0
A8	0	220,0
A9	0	220,0
A10	0	220,0
Total	0	2200,0
Média	0	220,0

$$E(\%) = 100. (Am-Ac)$$
Ac

Limite de aceitação:+- 10% Resultado da Análise: 2,27 %

Fonte Cobalto- 57 Calibração em 01/10/2008 5,777 mCi

Atividade calculada pelo decaimento 0,513 uCi

Medidas	BG	A(uCi-BG)
A1	0	0,511
A2	0	0,511
A3	0	0,511
A4	0	0,511
A5	0	0,511
A6	0	0,511
A7	0	0,511
A8	0	0,511
A9	0	0,511
A10	0	0,511
Total	0	5,110
Média	0	0,511

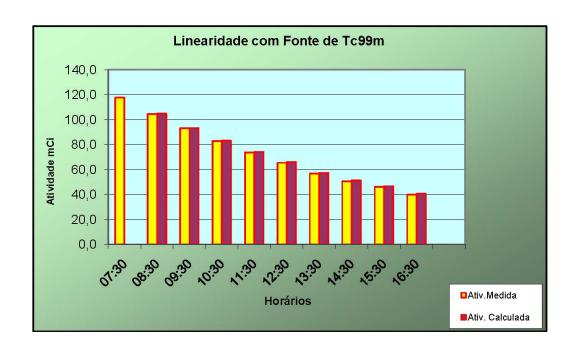
$$E(\%) = 100. (Am-Ac)$$
Ac

Limite de aceitação +- 10% Resultado da Análise: - 0,38 %

TESTE DE LINEARIDADE

30 MAIO de 2011

HORA	Ativ. Med	Ativ.Corr	Desvio %
07:30	117,6		
08:30	104,4	104,8	0,8
09:30	93,1	93,3	0,2
10:30	82,8	83,1	0,3
11:30	73,7	74,1	0,5
12:30	65,4	66,0	0,9
13:30	56 ,8	57,2	0,7
14:30	50,6	51,2	1,1
15:30	46,0	46,6	1,3
16:30	39,8	40,5	1,7
		Média	0,7



Parâmetros:

Fonte de 99m Tc, em um volume de 5 ml com atividade inicial de 117,6 mCi. Tempo entre a primeira e última medida 9 horas.

Análise:

A variação media apresentada de 0.7~%, encontra-se dentro dos níveis aceitáveis. Sabendo que o limite é de \pm 20 %.

 $P(\%) = 100. (A_0-A_m)$

TESTE DE PRECISÃO

Calcular a diferença percentual entre a medida da atividade inicial e a média das medidas

30 MAIO de 2011

Fonte usada: Bário-133 Ativ. 254,4 uCi / Calibrada 01/11/2008

Atividade corrigida pelo decaimento 215,1 uCi

Limite de aceitação: +- 5 %

	Ai (uCi)	BG (uci)	Ai-BG(uCi)	P(%)
1	0,220	0	0,220	0%
2	0,220	0	0,220	0%
3	0,220	0	0,220	0%
4	0,220	0	0,220	0%
5	0,220	0	0,220	0%
6	0,220	0	0,220	0%
7	0,220	0	0,220	0%
8	0,220	0	0,220	0%
9	0,220	0	0,220	0%
10	0,220	0	0,220	0%
1				
Total	2,200	0	2,200	0%
Média	0,220	0	0,220	0%

Resultado da Análise: 0,0 % -> aceitável

30 MAIO de 2011

Cobalto-57 Ativ. 5,777 mCi / Calibração 01/10/2008

Atividade corrigida pelo decaimento 0,511 uCi

Limite de aceitação: +- 5 %

	A1(mCi)	BG	A1-BG	P(%)	
1	0,511	0	0,511	0%	P(%) = 100. (Ao-Am)
2	0,511	0	0,511	0%	Am
3	0,511	0	0,511	0%	
4	0,511	0	0,511	0%	
5	0,511	0	0,511	0%	
6	0,511	0	0,511	0%	
7	0,511	0	0,511	0%	
8	0,511	0	0,511	0%	
9	0,511	0	0,511	0%	
10	0,511	0	0,511	0%	
Total	5,110	0	5,110	0%	
Média	0,511		0,511	0%	

Resultado da Análise: 0,0 % -> aceitável

REPRODUTIBILIDADE AGOSTO DE 2010

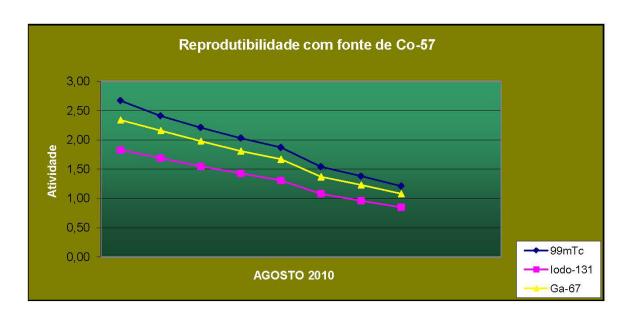
As leituras de reprodutibilidade, foram feitas com fonte de Co-57 para os radionuclídeo:

lodo-131 Ga-67

Fonte : Co-57 Data da Calibração : 01/10/2008 Atividade na Data de Calibração: 5.777 mCi

<u>DATA</u>	BG	99mTc	lodo-131	Ga-67
<u>MEDIDA</u>		A(μCi)	A(μCi)	A(μCi)
09/10/2009	0000000	2,67	1,830	2,34
10/11/2009		2,41	1,690	2,16
12/12/2009		2,21	1,550	1,98
10/01/2010		2,03	1,430	1,81
18/02/2010		1,87	1,310	1,67
03/05/2010		1,54	1,080	1,37
18/06/2010		1,38	0,961	1,23
05/08/2010		1,21	0,849	1,08

As leituras de reprodutibilidade, foram feitas com fonte de Co-57 para o radionuclídeo 99mTc lodo-131 Ga-67



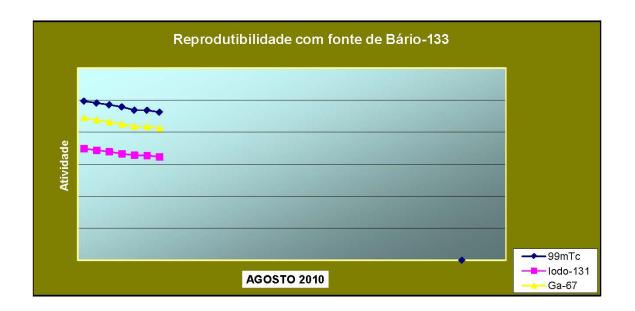
REPRODUTIBILIDADE AGOSTO DE 2010

As leituras de reprodutibilidade, foram feitas com fonte de <u>Ba-133</u> para os radionuclídeo: 99mTc lodo-131 Ga-67

Fonte : Ba-133 Data da Calibração : 01/11/2008 Atividade na Data de Calibração: 254.4 uCi

DATA MEDIDA	BG	99mTc A(uCi)	lodo-131	Ga-67
10/09/2009 09/10/2009 10/11/2009 17/02/2010 13/05/2010	96 0 0 0	A(μCi) 0,993 0,981 0,970 0,957	A(µCi) 0,696 0,687 0,677 0,665	A(µCi) 0,889 0,876 0,864 0,850
13/05/2010 18/06/2010 05/08/2010	0	0,937 0,936 0,924	0,655 0,654 0,645	0,835 0,836 0,824

As leituras de reprodutibilidade, foram feitas com fonte de Ba-133 para o radionuclídeo 99mTc lodo-131 Ga-67



ANEXO 3: TESTES DE QUALIDADE DO GAMA-CÂMARA



Patient Name: Corrections and NEMA

Patient Id: !Nema

ND

NUCLEO DIAGNOSTICO

Study Name: cua

Date & Time: 08/outubro/2011

Manufacturer Model: MILLENNIUM MG





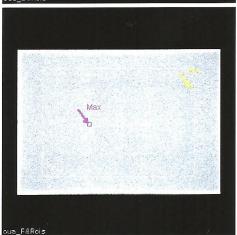
Flood name: cua_E Detector Number = 1

Collimator Name = No Collimator

Estimated Integ. Uniformity (%) = 6,19

Average max= 60,2 @ x= 267/ y= 254





Flood name: cua_F
Detector Number = 2

Collimator Name = No Collimator

Estimated Integ. Uniformity (%) = 8,28

Average max= 58,8 @ x= 184/ y= 257 Average min= 49,8 @ x= 414/ y= 173

Attribute data input from: database fields

Percent of FOV for analysis = 75

Rectangular FOV

FOV Width x Height (mm) = 519,0 x 370,0

Pixel scale (mm) = 1,13

Camera Name = " "



Patient Name: CONTROLE DE BARRAS

Patient Id: QC24/09/2011

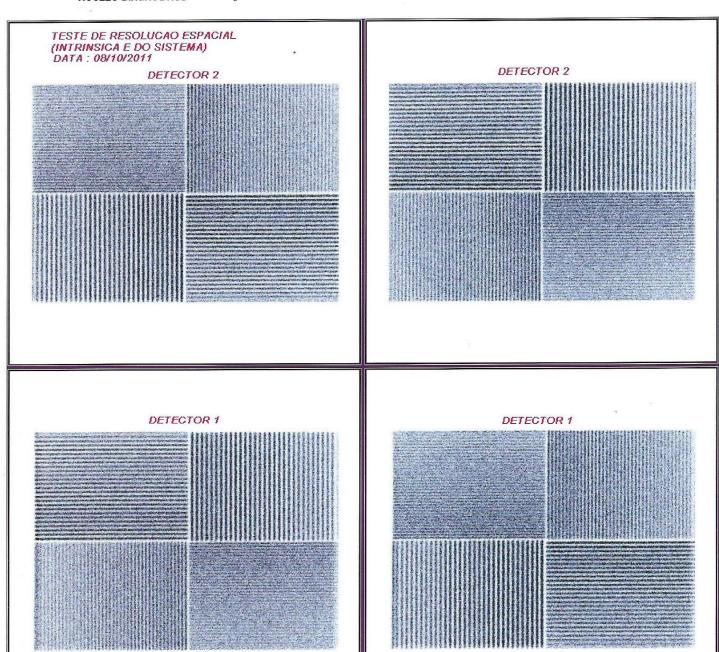
ND

NUCLEO DIAGNOSTICO

Study Name: BARRAS

Date & Time: 24/setembro/2011

Manufacturer Model: MILLENNIUM MG





Patient Name: CONTROLE DE BARRAS

Patient Id: QC24/09/2011

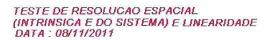
ND

NUCLEO DIAGNOSTICO

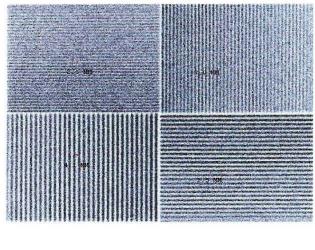
Study Name: BARRAS

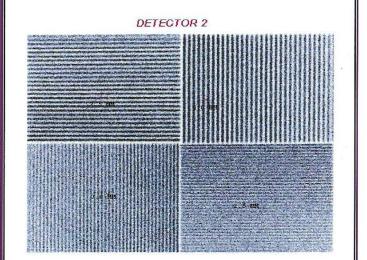
Date & Time: 24/setembro/2011

Manufacturer Model: MILLENNIUM MG

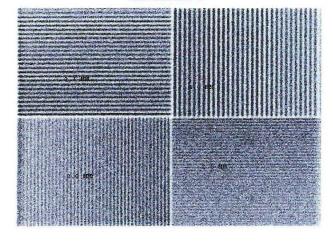


DETECTOR 2

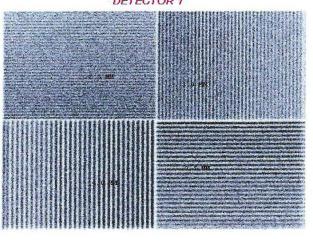




DETECTOR 1









Patient Name: Corrections and NEMA

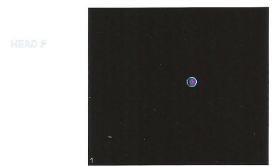
Patient Id: !Nema

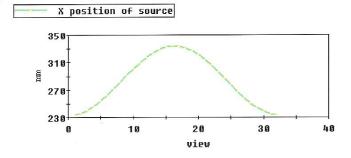
ND NUCLEO DIAGNOSTICO Study Name: cor

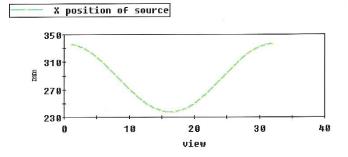
Date & Time: 27/setembro/2011

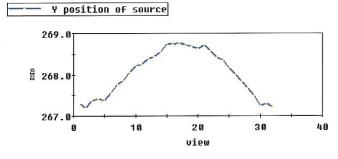
Manufacturer Model: MILLENNIUM MG











270 268 268 260 10 20 30 40 view

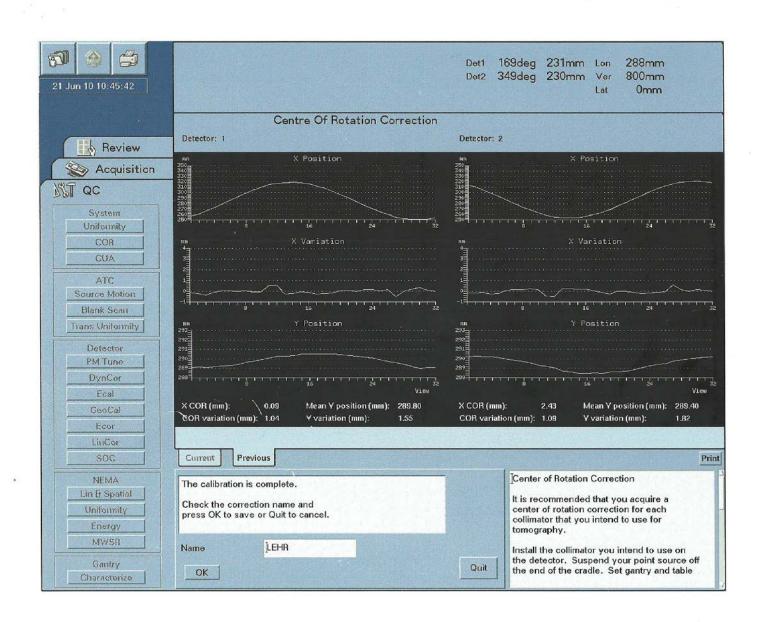
Y c mean value: 258,03 km Y max deviation: 1,68 mm Y dev (minus 2): 1,65 mm X swing: 100,6 mm XCO max - min: 0,67 mm XCO dev (minus 2): 0,43 mm XCR max - min: 0,36 mm COR X value: -0,48 mm Yc mean value: 267.94 mm Y max deviation: 2,41 mm Y dev (minus 2): 2,35 mm X swing: 99,6 mm XCO max - min: 0,64 mm XCO dev (minus 2): 0,64 mm XCO dev (minus 2): 0,64 mm

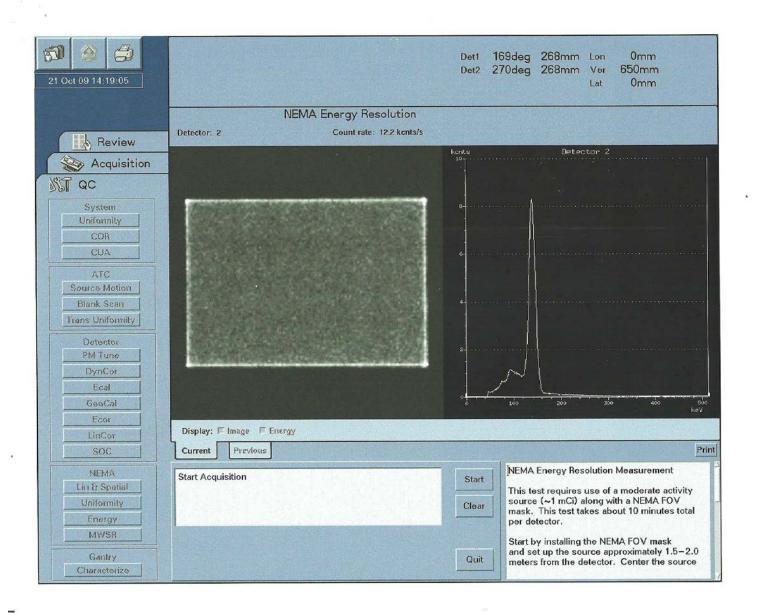
ACQUISITION PARAMETERS
Direction = Unknown
Arc length = 360 degrees
Matrix size = 64 by 84

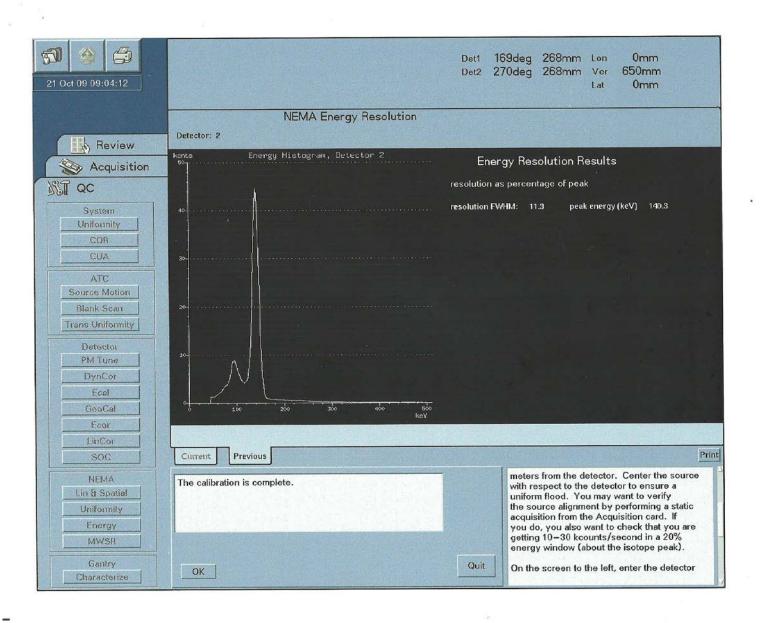
Number of frames = 32 Pixel size = 9,04 mm Detector type = MG Start angle (?) = 0 degrees

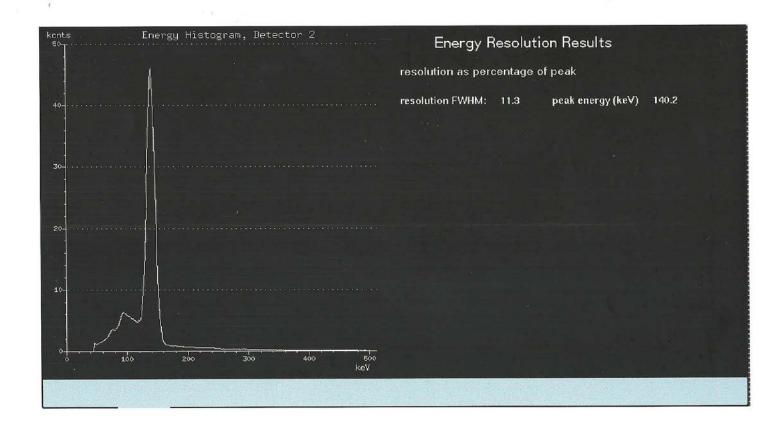
Date of acquisition = 2011.09.27

Time of acquisition = 10:28:08.6

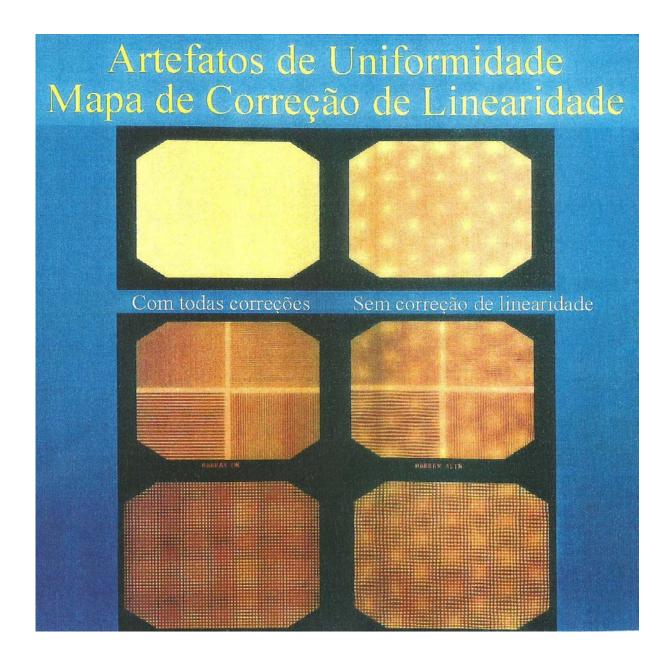


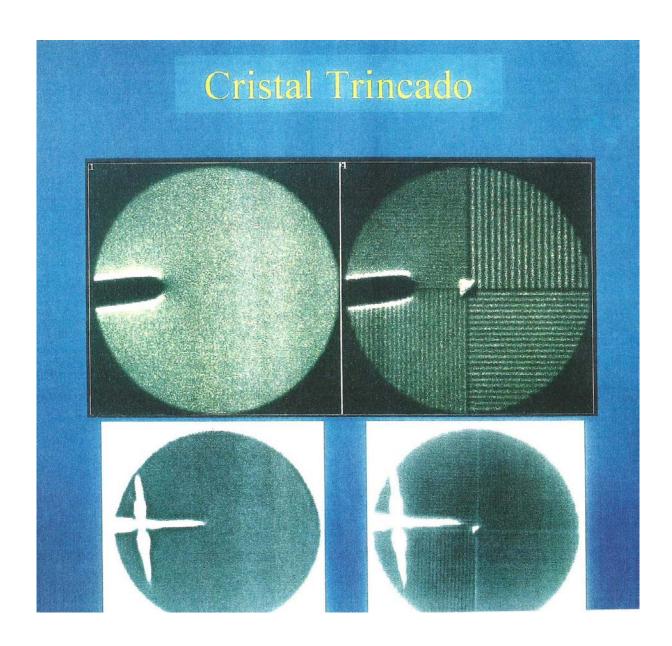




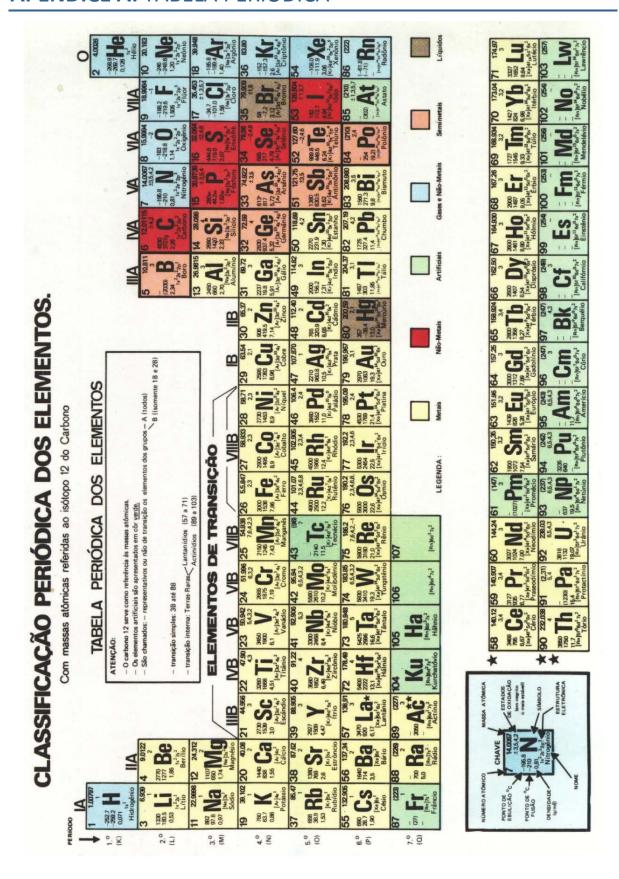


ANEXO 4: TESTES DE QUALIDADE QUE APRESENTARAM INADEQUAÇÕES

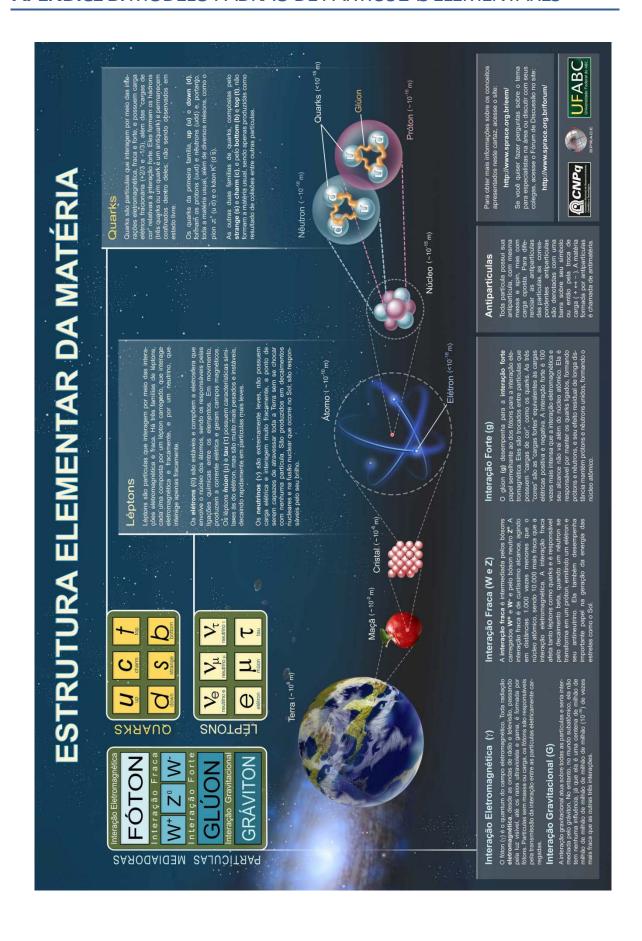




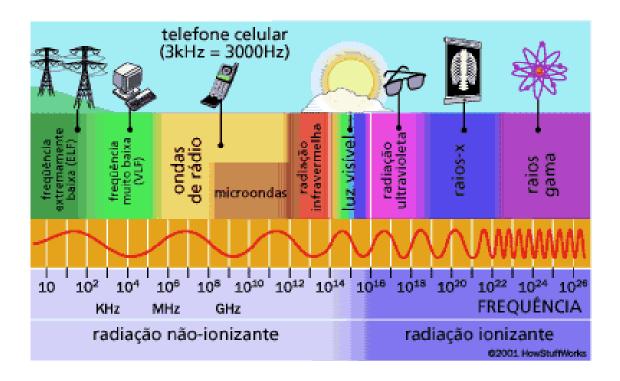
APÊNDICE A: TABELA PERIÓDICA



APÊNDICE B: MODELO PADRÃO DE PARTÍCULAS ELEMENTARES



APÊNDICE C: ESPECTRO ELETROMAGNÉTICO



Fonte: http://www.ocaduceu.com.br/web/?p=220

10 REFERÊNCIAS

- [1] BURCHAM, W. E., Física Nuclear, Editora Reverté, S. A. Barcelona. (1974)
- [2] ENGE, H. e ADDISON-WESLEY. *Introduction to Nuclear Physics*, Reading, Massachusetts. (1966)
- [3] EISEMBERG e RESNICK, Física Quântica, Editora Campos.
- [4] THRALL. J.H. e ZIESSMAN. H. A. *Medicina Nuclear*, Editora Guanabara Koogan, Segunda Edição. (2003)
- [5] KNOLL. G. F., Radiation Detection and Mensuarement, Third Edition, Jonh Wiley and Sons.
- [6] KAPLAN, I. *Nuclear Physics*; Addison-Wesley Publishing Company. (1963)
- [7] GREEN, A. E. S. Nuclear Physics;
- [8] LAPP, R. E. e ANDREWS, H. L. Nuclear Radiation Physics;
- [9] YOSHIMURA, E. M. *Física das Radiações: interação da radiação com a matéria;* Revista Brasileira de Física Médica. 2009;3(1):57-67.
- [10] http://www.aztecresearch.net/geiger.htm
- [11] Detectores de Radiação Ionizantes.
- [12] Tese de mestrado de Sônia Isabel do Espírito Santo Rodrigues, *Simulação Monte Carlo de uma Câmara Gama e Validação Expeimental.*

Disponível em: http://www.lip.ualg.pt/arquivo/tesesoniarodrigues.pdf

- [13] COSTA, A. M. e CALDAS. L.V.E, *Intercomparação e calibração de medidores de atividade utilizados em serviços de medicina nuclear*, disponível em: http://www.scielo.br/pdf/rb/v36n5/v36n5a08.pdf
- [14] Tabela de Isópotos. Disponível em:

http://www.dfn.if.usp.br/pesq/gama/paineis/painel_grupo_files/isotopos_grupo.htm

- [15] http://www.oocities.org/tomografiademadeira/interacao.html
- [16] RIBAS.R.V, Apostila do Curso Instrumentação Nuclear, USP (2011)
- [17] Manual do Geiger Inspector Alert, disponível em: http://medcom.com/products/inspector-alert/inspector-alert-manual
- [18] Estudo do poder de frenamento de partículas alfa na matéria, P. Fonseca, A. Zamorano, H. Luna e A.C.F. Santos, *Revista Brasileira de Ensino de Física*, v. 32, n. 2, 2305 (2010) *disponível em http://www.sbfisica.org.br/rbef/pdf/322305.pdf*
- [19] Apostila do Curso de Treinamento ABENDE.