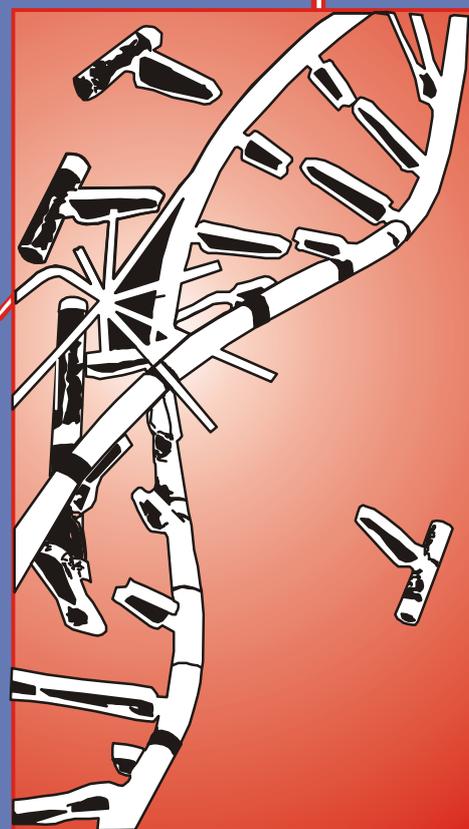


RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA

FUNDAMENTOS

LUIZ TAUHATA
IVAN P.A.SALATI
RENATO DI PRINZIO
ANTONIETA DI PRINZIO



INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA - CNEN

RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA:
FUNDAMENTOS

**Luiz Tauhata
Ivan P.A.Salati
Renato Di Prinzio
Antonieta R.Di Prinzio**

**INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA
COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
RIO DE JANEIRO**

5ª Revisão - Agosto/2003

Todos os direitos reservados aos autores

Tauhata, L., Salati, I.P.A., Prinzio, R.Di., Prinzio, M.A.R.R.Di.
Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos - 5ª revisão agosto/2003 - Rio de Janeiro -
IRD/CNEN
242p.

1.Radiações 2.Fontes de Radiação Ionizante 3.Interação da Radiação com a Matéria 4.
Efeitos Biológicos da Radiação 5.Grandezas Radiológicas e Unidades 6.Detectores de
Radiação 7. Noções de Radioproteção 8. Legislação para Trabalhadores

Comissão Nacional de Energia Nuclear

Instituto de Radioproteção e Dosimetria

Av. Salvador Allende, s/n - Recreio dos Bandeirantes
Rio de Janeiro - RJ
CEP: 22780-160

Tel.: (21) 3411-8185
(21) 3411-8175
(21) 2546-2261
Fax: (21) 2442-1605

e-mail:

tauhata@ird.gov.br
ivsalati@cnen.gov.br
renato@ird.gov.br
tuna@ird.gov.br

Nota: todos os conceitos emitidos e contidos nesta publicação, são de responsabilidade exclusiva dos autores

APRESENTAÇÃO

Esta é uma versão revisada da apostila “Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos”, preparada para atender a um dos cursos de treinamento oferecidos pelo IRD e às pessoas interessadas no assunto. Em futuro próximo, serão acrescentados outros capítulos, referências bibliográficas e uma revisão mais cuidadosa do texto. A versão mais completa será editada brevemente.

Na preparação da apostila, os autores desejam agradecer a todos os colegas da Divisão de Metrologia de Radionuclídeos, principalmente à Estela Maria de Oliveira Bernardes, pela paciência e colaboração.

A todos que tiverem acesso ao texto, solicitamos sugestões, ementas e correções, para que, na edição definitiva, possamos elaborar um trabalho aperfeiçoado e com menor número de falhas.

Os autores

ÍNDICE

RELAÇÃO DE FIGURAS	vi
RELAÇÃO DE TABELAS	x
CAPÍTULO 1	
RADIAÇÕES	1
1.1. COMPOSIÇÃO DA MATÉRIA E TEORIA ATÔMICA	1
1.2. ESTRUTURA DA MATÉRIA	2
1.3. TRANSIÇÕES	12
1.4. ORIGEM DA RADIAÇÃO	16
1.5. RADIOATIVIDADE	16
1.6. RADIAÇÕES NUCLEARES	19
1.7. INTERAÇÕES EM PROCESSOS DE DECAIMENTO	30
1.8. RADIAÇÃO PRODUZIDA PELA INTERAÇÃO DE RADIAÇÃO COM A MATÉRIA	32
CAPÍTULO 2	
FONTES NATURAIS E ARTIFICIAIS DE RADIAÇÃO IONIZANTE	35
2.1. FONTES NATURAIS	35
2.2. FONTES ARTIFICIAIS	43
2.3. INSTALAÇÕES NUCLEARES NO BRASIL	53
2.4. INSTALAÇÕES RADIATIVAS NO BRASIL	66
CAPÍTULO 3	
INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA	70
3.1. IONIZAÇÃO, EXCITAÇÃO, ATIVAÇÃO E RADIAÇÃO DE FREAMENTO	70
3.2. RADIAÇÕES DIRETAMENTE E INDIRETAMENTE IONIZANTES	71
3.3. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA	72
3.4. INTERAÇÃO DE NÊUTRONS COM A MATÉRIA	82
3.5. INTERAÇÃO DAS RADIAÇÕES DIRETAMENTE IONIZANTES COM A MATÉRIA	83
3.6. INTERAÇÃO DE ELÉTRONS COM A MATÉRIA	86
3.7. INTERAÇÃO DAS PARTÍCULAS α COM A MATÉRIA	92
3.8. INTERAÇÃO DE FRAGMENTOS DE FISSÃO COM A MATÉRIA	94
3.9. TEMPO DE PERCURSO	94
3.10. PROCESSOS INTEGRADOS DE INTERAÇÃO: DISSIPAÇÃO DE ENERGIA	95
CAPÍTULO 4	
EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO	97
4.1. ESTRUTURA E METABOLISMO DA CÉLULA	97
4.2. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM O TECIDO BIOLÓGICO	99
4.3. ETAPAS DA PRODUÇÃO DO EFEITO BIOLÓGICO PELA RADIAÇÃO	105
4.4. RADIOSENSIBILIDADE DOS TECIDOS	109
4.5. CLASSIFICAÇÃO DOS EFEITOS BIOLÓGICOS	115
4.6. REVERSIBILIDADE, TRANSMISSIVIDADE E FATORES DE INFLUÊNCIA	119
4.7. USO DE EFEITOS BIOLÓGICOS NA TERAPIA	121
4.8. SÍNDROME DE IRRADIAÇÃO AGUDA	123
CAPÍTULO 5	
GRANDEZAS RADIOLÓGICAS E UNIDADES	128
5.1. EVOLUÇÃO CONCEITUAL DAS GRANDEZAS	128
5.2. PROCEDIMENTO DE DEFINIÇÃO DAS GRANDEZAS RADIOLÓGICAS	130
5.3. GRANDEZAS RADIOLÓGICAS	132

5.4. RELAÇÕES ENTRE AS GRANDEZAS	138
5.5. NOVAS GRANDEZAS OPERACIONAIS	146
5.6. NOVAS GRANDEZAS DEFINIDAS NA ICRP 60 EM SUBSTITUIÇÃO ÀS DA ICRP 26 ..	150
5.7. COEFICIENTE DE RISCO, f_T	151

CAPÍTULO 6

DETECTORES DE RADIAÇÃO	153
6.1. PRINCÍPIOS DE OPERAÇÃO DOS DETECTORES DE RADIAÇÃO	153
6.2. DETECÇÃO UTILIZANDO EMULSÕES FOTOGRÁFICAS	159
6.3. DETECTORES TERMOLUMINESCENTES	162
6.4. DETECTORES A GÁS	164
6.5. DETECTORES A CINTILAÇÃO	172
6.6. DETECTORES A CINTILAÇÃO LÍQUIDA	178
6.7. DETECTORES UTILIZANDO MATERIAIS SEMICONDUTORES	186
6.8. CALIBRAÇÃO DE DETECTORES: RASTREABILIDADE	193
6.9. CADEIAS DE MEDIÇÃO - PRINCIPAIS EQUIPAMENTOS AUXILIARES	193

CAPÍTULO 7

NOÇÕES DE radioproteção	199
7.1. PRINCÍPIOS DE radioproteção	199
7.3. O PLANO DE radioproteção	214
7.4. ATIVIDADES DO SERVIÇO DE radioproteção	215
7.5. REGRAS PRÁTICAS DE PROTEÇÃO radiológica	216
7.6. O SÍMBOLO DA RADIAÇÃO	218

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	219
----------------------------------	-----

ANEXO A

NORMAS DA CNEN	220
GRUPO 1: INSTALAÇÕES NUCLEARES	220
GRUPO 2: PROTEÇÃO AMBIENTAL, SALVAGUARDAS, PROTEÇÃO FÍSICA E CONTRA INCÊNDIO	222
GRUPO 3: radioproteção	222
GRUPO 4: MATERIAIS, MINÉRIOS E MINERAIS NUCLEARES	222
GRUPO 5: TRANSPORTE	223
GRUPO 6: INSTALAÇÕES radiativas	223

ANEXO B

RADIAÇÕES IONIZANTES E LEGISLAÇÃO PARA TRABALHADORES	224
RESUMO	224
B.1. INTRODUÇÃO	225
B.2. NORMAS E DISPOSIÇÕES PARA AS RADIAÇÕES IONIZANTES	226
B.3. RISCO POTENCIAL E O ADICIONAL DE IRRADIAÇÃO IONIZANTE	228
B.4. CRITÉRIOS E DISCUSSÕES	231
B.5. CONCLUSÕES	235
B.6. GLOSSÁRIO DE TERMOS BÁSICOS UTILIZADOS EM PROTEÇÃO radiológica [25,27]	237
B.7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	241

RELAÇÃO DE FIGURAS

Figura 1.1 - Representação de modelos atômicos: a) <i>geométrica</i> , onde os orbitais são trajetórias geométricas percorridas por elétrons; b) <i>quântica</i> , onde os orbitais são representados por nuvens envolvendo o núcleo, onde para cada posição geométrica existe uma probabilidade associada de encontrar o elétron.	3
Figura 1.2 - Energia necessária para ionização dos átomos em função de Z.	4
Figura 1.3 - Ocupação dos níveis de energia de um núcleo representado por um poço de potencial atrativo (energia "negativa").	5
Figura 1.4 - Energia de ligação nuclear por partícula.	6
Figura 1.5 - Tabela de Nuclídeos.	7
Figura 1.6 - Segmento da Tabela de Nuclídeos mostrando isótopos, isóbaros e isótonos.	7
Figura 1.7 - Tabela Periódica dos elementos químicos.	9
Figura 1.8 - Diagrama de Linus Pauling para distribuição dos elétrons segundo os níveis de energia.	12
Figura 1.9 - Representação de uma transição eletrônica, resultando na emissão de um fóton de luz ou raio X característico.	13
Figura 1.10 - Raios X característicos originados nas transições entre níveis eletrônicos.	13
Figura 1.11 - Curva representativa do decaimento de um radioisótopo em função do tempo e seus principais parâmetros.	17
Figura 1.12 - Emissão β	19
Figura 1.13 - Espectro de distribuição em energia de um processo de emissão β	21
Figura 1.14 - Esquema de decaimento para caminhos alternativos de decaimento β	22
Figura 1.15 - Representação do processo de captura eletrônica e da emissão de raio X característico.	23
Figura 1.16 - Representação da emissão de uma partícula α por um núcleo.	24
Figura 1.17 - Representação da emissão da radiação gama pelo núcleo.	25
Figura 1.18 - Esquema de decaimento do radionuclídeo X, indicando os valores das probabilidades de emissão das radiações beta e gama.	29
Figura 1.19 - Esquema de decaimento do ^{60}Co	30
Figura 1.20 - Representação do processo de conversão interna.	31
Figura 1.21 - Espectro de raios X de freamento com raios X característicos para voltagem de pico de 60, 90 e 120 kV.	32
Figura 2.1 - Concentração média dos elementos químicos componentes da crosta terrestre.	36
Figura 2.2 - Série radioativa do ^{232}Th	39
Figura 2.3 - Série radioativa parcial do ^{238}U	39
Figura 2.4 - Exposição do homem à radiação ionizante.	40
Figura 2.5 - Variação da concentração do radônio e torônio com a altura em relação ao solo.	41
Figura 2.6 - Variação da concentração de radônio e torônio durante o dia.	41
Figura 2.7 - Variação da concentração de radônio e torônio durante o ano.	42
Figura 2.8 - Concentração de ^{222}Rn no Rio de Janeiro, no verão de 1997.	42
Figura 2.9 - Concentração de ^{222}Rn no Rio de Janeiro, no inverno de 1997.	43
Figura 2.10 - Esquema de uma máquina geradora de raios X.	44
Figura 2.11a - Esquema de um acelerador linear de elétrons.	45
Figura 2.11b - Acelerador de elétrons usado em terapia de câncer em hospitais.	46
Figura 2.12 - Esquema de um acelerador eletrostático do tipo Van der Graaff: (1) Fonte de tensão contínua; (2) Fita de isolamento; (3) Terminal de alta voltagem; (4) Tanque pressurizado com gás isolante; (5) Fonte de íons; (6) Tubo de aceleração e anéis de equalização do campo; (7) Feixe de íons acelerados; (8) Bomba de vácuo; (9) Magneto para reflexão e análise do feixe; (10) Sistema de dispersão do feixe conforme a energia; (11) Amplificador de sinal; (12) Pontos de efeito Corona.	47
Figura 2.13 - Ciclotron do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN utilizado para a produção de radioisótopos.	48
Figura 2.14 - Esquema de uma fonte de nêutrons de Pu-Be de um medidor de nível.	49
Figura 2.15 - Corte de um cabeçote de uma bomba de ^{60}Co - modelo Theratron 780 usado em	

radioterapia.	50
Figura 2.16 - Esquema de um irradiador de ^{192}Ir e do procedimento de obtenção de uma radiografia industrial.	51
Figura 2.17 - Esquema de um irradiador industrial.	52
Figura 2.18 - Concentrações de ^{137}Cs e ^{90}Sr na dieta alimentar dos habitantes dos hemisférios Norte e Sul.	53
Figura 2.19 - Esquema de um reator de potência do tipo PWR.	55
Figura 2.20 - Reator Nuclear do tipo de Angra 2.	55
Figura 2.21 - Esquema do Ciclo do Combustível.	59
Figura 2.22 - Elemento combustível.	62
Figura 2.23 - Tipos de Instalações Radiativas no Brasil.	66
Figura 2.24 - Evolução do número do procedimentos médicos no país, no período de 1995 a 2001.	67
Figura 2.25 - Distribuição das Instalações Radiativas no Brasil.	69
Figura 3.1 - Modos de interação da radiação com a matéria.	71
Figura 3.2 - Representação do efeito fotoelétrico.	73
Figura 3.3 - Valores de secção de choque para efeito fotoelétrico para o chumbo, em função da energia. radiação.	74
Figura 3.4 - Representação do efeito Compton.	75
Figura 3.5 - Valores de seção de choque para espalhamento Compton (σ_s) em função da energia do fóton; σ_a é a seção de choque de absorção e σ_{cs} de espalhamento da radiação no Efeito Compton.	75
Figura 3.6 - Representação do efeito de produção de pares.	77
Figura 3.7 - Importância relativa dos diversos processos de interação dos fótons com a matéria em função da energia do fóton e do número atômico do material.	77
Figura 3.8 - Probabilidade relativa de diferentes efeitos para fótons de diferentes energias no carbono e no chumbo.	78
Figura 3.9 - Atenuação de um feixe de fótons por um material de espessura X.	79
Figura 3.10 - Contribuição relativa dos diversos efeitos produzidos pela interação da radiação num material para o coeficiente de atenuação linear total.	80
Figura 3.11 - Variação do "stopping power" com a energia de partículas incidentes no Si e Ge.	84
Figura 3.12 - Definição do alcance R_e e R_m para partículas alfa e elétrons.	86
Figura 3.13 - Espalhamento de elétrons em um material.	87
Figura 3.14 - Alcance de elétrons monoenergéticos.	87
Figura 3.15 - Relação alcance x energia para elétrons absorvidos no silício e no germânio.	88
Figura 3.16 - Alcance de elétrons no silício ($\rho = 2,33 \text{ g/cm}^3$) e no iodeto de sódio ($\rho = 3,67 \text{ g/cm}^3$), materiais muito usados em detectores.	88
Figura 3.17 - Atenuação de partículas beta no alumínio, cobre e prata.	89
Figura 3.18 - Alcance de partículas beta em vários materiais (densidade em g/cm^3): (1) Ferro = 7,8; (2) Pirex = 2,60; (3) PVC = 1,38; (4) Plexiglass = 1,18; (5) Ar = 0,0013.	90
Figura 3.19 - Perda de energia de elétrons na matéria.	91
Figura 3.20 - Taxa de perda de energia de partículas alfa na interação com um meio material.	92
Figura 3.21 - Alcance de partículas alfa em vários materiais (densidades em g/cm^3): (1) Ar = 0,0013; (2) Tecido = 1,0; (3) Alumínio = 2,70; (4) Cobre = 8,96.	93
Figura 3.22 - Processos integrados de interação.	96
Figura 4.1 - Diagramas típicos de células animal e vegetal.	97
Figura 4.2 - Fases da mitose celular.	99
Figura 4.3 - Modelo de extrapolação linear (curva a) para a correlação entre dose-efeito biológico, onde não são contabilizados possíveis efeitos de aumento da probabilidade de ocorrência na região de doses baixas (curva b) ou da existência de limiares ou de fatores de redução da incidência dos efeitos até então desconhecidos (curva c)	100
Figura 4.4 - Transformação de células expostas à radiação do ^{60}Co e nêutrons do espectro de fissão, com exposições únicas e fracionadas.	101
Figura 4.5 - Curvas de sobrevivência para células de mamíferos.	104
Figura 4.6 - Fases do efeito biológico produzido pela radiação ionizante.	108

Figura 4.7 - Visualização do processo de transferência de energia (dE) por uma partícula carregada (elétron) em função da distância percorrida (dx) num meio material.	111
Figura 4.8 - Formas de curvas dose-resposta, para radiações de baixo e alto LET, para indução	113
Figura 4.9 - Curva de resposta: probabilidade de indução de câncer versus dose absorvida, do tipo Linear - quadrática, $p = aD + bD^2$	114
Figura 4.10 - Tempo de latência para aparecimento de câncer após irradiação.	116
Figura 4.11 - Relações típicas entre dose e gravidade do dano (severidade), para efeitos determinísticos numa população.	117
Figura 4.12 - Variação da incidência do câncer de pulmão em trabalhadores de minas de urânio, fumantes e não fumantes.	121
Figura 4.13 - Incorporação preferencial de radioisótopos nos tecidos e órgãos do corpo humano, em função do tipo de composto químico utilizado, para produção de imagens em gama-câmaras para diagnóstico em Medicina Nuclear.	122
Figura 4.14 - Frequência de cromossomos dicêntricos para células submetidas à radiação gama do ^{60}Co e a nêutrons de várias energias.	124
Figura 4.15 - Evolução média de pessoas irradiadas em relação ao tempo e em função da dose.	127
Figura 5.1 - Representação esquemática do procedimento de definição das grandezas e as relações entre elas estabelecidas no ICRP 26 e ICRP 60.	132
Figura 5.2 - Valores do fator de conversão dose no ar para dose na água (tecido humano) em função da energia do fóton.	140
Figura 5.3 - Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera, no qual $H^*(d)$ determinado num campo de radiação expandido e alinhado.	147
Figura 5.4 - Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera, no qual o equivalente de dose direcional é obtido no campo de radiação expandido, com a direção Ω de interesse.	148
Figura 6.1 - Disposição dos filtros metálicos e do filme no monitor individual utilizado pelo IRD	161
Figura 6.2 - Emissão de luz na termoluminescência	162
Figura 6.3 - Esquema de uma leitora TLD	163
Figura 6.4 - Regiões de operação para detectores à gás	165
Figura 6.5 - Caneta Dosimétrica	168
Figura 6.6 - Câmara de ionização, portátil, tipo “babyline”, com faixa de medição de 0,1 mR/h a 50 R/h (1 $\mu\text{Sv/h}$ a 500 mSv/h), para detecção de radiações X, gama e beta, em instalações nucleares, clínicas de medicina nuclear, radiodiagnóstico e radioterapia.	168
Figura 6.7 - Câmara de ionização pressurizada, portátil, para medição de níveis baixos de radiação X e gama, provenientes da radiação de fundo, fugas de aparelhos usados em radiodiagnóstico e radioterapia e radiação espalada.	168
Figura 6.8a - Esquema de um detector proporcional cilíndrico.	169
Figura 6.8b - Detector proporcional portátil para medição de contaminação superficial.	170
Figura 6.9 - Detectores G-M utilizados para medição de taxa de contagem ou convertidos para taxa de exposição e equivalente de dose ambiente.	171
Figura 6.10 - Detector Geiger, tipo pancake, para medição de contaminação superficial com janela de mylar aluminizado, para radiação alfa, beta e gama.	171
Figura 6.11 - Sonda GM para detecção beta e gama, com janela metálica muito fina.	172
Figura 6.12 - Estrutura de bandas de energias em um cintilador cristalino ativado	173
Figura 6.13 - Elementos básicos de uma válvula fotomultiplicadora	174
Figura 6.14 - Cintilômetro portátil, de alta sensibilidade, utilizado em atividades de triagem e localização de fontes emissoras de radiação gama.	174
Figura 6.15 - Espectrômetro gama, com NaI(Tl) e analisador multicanal, portátil, que permite determinar a energia da radiação, obter o espectro e identificar o radionuclídeo.	175
Figura 6.16 - Gama-Câmara de duas cabeças, com detector de NaI(Tl) planar de grandes dimensões, utilizado em diagnóstico com radiofármacos em órgãos e corpo inteiro, em medicina nuclear.	175
Figura 6.17 - Sondas de sulfeto zinco para medição de contaminação superficial (alfa).	176

Figura 6.18 - Níveis de energia em uma molécula orgânica.	177
Figura 6.19 - Cintilador Líquido	184
Figura 6.20 - Diagrama de blocos do um cintilador líquido.	186
Figura 6.21 - Estrutura de bandas em um material (E_i energia do intervalo).	187
Figura 6.22 - Impurezas doadoras e receptoras em uma estrutura cristalina.	188
Figura 6.23 - Detector de germânio de alta pureza, resfriado a nitrogênio líquido, utilizado em técnicas de espectrometria X e gama, em medições de laboratório.	190
Figura 6.24 - Monitor individual com detector de diodo de silício para radiação X e gama, com leitura direta da dose equivalente, taxa de dose, equivalente de dose pessoal $H_p(10)$, com memória para estocagem de dados, alarme sonoro e luminoso e identificação do usuário.	192
Figura 6.25 - Diagrama de blocos de uma cadeia de medição utilizando o método de coincidência $4\pi\beta\text{-}\gamma$	198
Figura 7.1 - Descrição esquemática do método de análise custo-benefício para a otimização da proteção radiológica.	200
Figura 7.2 - Grandezas básicas e derivadas utilizadas para a limitação da exposição individual.	203
Figura 7.3 - Valores dos parâmetros “a” e “b” em função da energia da radiação da fórmula de Berger para o cálculo do fator de “Build up”	213
Figura 7.4 - Trifólio - Símbolo da Radiação Ionizante.	218
Figura B.1 - RJU e Legislação Relativa às Radiações Ionizantes	227

RELAÇÃO DE TABELAS

Tabela 1.1 - Denominação, símbolo e características dos elementos de $Z = 97$ a 111.	10
Tabela 1.2 - Energias e intensidades relativas dos raios X emitidos pelos elementos de número atômico de 20 a 109.	14
Tabela 1.3 - Emissores beta puros	22
Tabela 1.4 - Radionuclídeos alfa emissores, com energias bem conhecidas, utilizados como padrões para calibração de detectores.	25
Tabela 1.5 - Valores das energias das radiações gama de alguns radionuclídeos	27
Tabela 1.6 - Características das radiações em função de sua origem	34
Tabela 2.1 - Composição química do Homem Referência, que possui massa total de 70 kg e densidade de $1,025 \text{ g/cm}^3$	37
Tabela 2.2 - Composição química de materiais tecido-equivalentes e do músculo utilizada em Radioproteção, para cálculos por simulação, utilizando Métodos de Monte Carlo e para teste de equipamentos de medição.	38
Tabela 2.3 - Reatores Nucleares de Potência no Mundo	57
Tabela 3.1 - Valores de $(Z/A)_{ef}$ de alguns materiais utilizados em dosimetria das radiações. . .	92
Tabela 4.1 - Valores médios do LET e RBE para a água (ICRP-ICRU,1963)	110
Tabela 4.2 - Limiares de dose para efeitos determinísticos nas gônadas, cristalino e medula óssea	118
Tabela 4.3 - Síndrome de Irradiação Aguda	125
Tabela 4.4 - Sintomas de doença resultantes da exposição aguda à radiação ionizante, em função do tempo.	126
Tabela 4.5 - Sintomas e sinais no estágio prodrômico e síndrome de irradiação aguda em ordem aproximada de crescente gravidade.	126
Tabela 5.1 - Valores do Fator de Qualidade Efetivo Q para os diversos tipos de radiação CNEN-NE-3.01	135
Tabela 5.2 - Valores do fator de peso w_T para tecido ou órgão definido na ICRP 26 e ICRP 60	136
Tabela 5.3 - Valores de Γ para alguns radionuclídeos emissores gama em $(\text{R.m}^2)/(\text{h.Ci})$	141
Tabela 5.4 - Valores do Fator de Conversão para a obtenção da Dose Efetiva, em mSv, devido à exposição por uma fonte puntiforme de Atividade, expressa em kBq, para um tempo t de exposição, em h.	143
Tabela 5.5 - Fator de conversão da atividade por unidade de área para dose efetiva, em função do período de permanência no solo contaminado	144
Tabela 5.6 - Uso das novas grandezas de acordo com o tipo de radiação monitorada	149
Tabela 5.7 - Profundidade de determinação de dose efetiva em alguns tecidos.	149
Tabela 5.8 - Valores do fator de pêso da radiação w_R	150
Tabela 5.9 - Coeficiente de probabilidade de mortalidade numa população de todas as idades por câncer após exposição a baixas doses.	151
Tabela 5.10 - Probabilidade de incidência e mortalidade de câncer de pele induzido por radiação ionizante	152
Tabela 6.1 - Energia média para formação de pares de íons em alguns gases	164
Tabela 6.2 - Soluções cintiladoras comerciais típicas.	179
Tabela 6.3 - Fases do processo quantitativo de detecção com cintilação líquida.	182
Tabela 6.4 - Componentes da expressão que calcula a amplitude do pulso de tensão produzido em sistema de detecção com cintilação líquida.	183
Tabela 7.1 - Limites de Dose Anuais (mSv)	201
Tabela 7.2 - Coeficientes de Risco e Fatores de Peso para vários Tecidos	201
Tabela 7.3 - Comprimento de Relaxação aproximado de alguns materiais, para nêutrons rápidos	205
Tabela 7.4 - Camadas semi-redutoras (HVL) e deci-redutoras (TVL).	208
Tabela 7.5 - Valores da camada semi-redutora (HVL) de vários materiais para vários radionuclídeos emissores de radiação gama, numa condição de “boa	

geometria”, onde a contribuição da radiação secundária de espalhamento não é importante. Ref. IAEA – TECDOC – 1162, Vienna (2000).	209
Tabela B.1 - Definição de adicional de irradiação ionizante constante do Decreto 877/93 . . .	237

CAPÍTULO 1

RADIAÇÕES

1.1. COMPOSIÇÃO DA MATÉRIA E TEORIA ATÔMICA

1.1.1. Visão macroscópica da matéria

A *observação simples* da matéria que compõe todos os objetos, seres vivos e a própria Terra *mostra*, entre outras coisas, *uma diferenciação* na constituição, na cor, no grau de dureza, transparência ou opacidade, elasticidade, estabilidade ou não das suas características no tempo. Uma inspeção mais aguda permite identificar a mesma natureza química, em objetos com características físicas muito diferentes, como por exemplo, o grafite, o diamante sintético, o diamante natural e o carbono em pó.

A *busca* da identificação e da caracterização *dos elementos básicos* que permitem compor tudo, *invoca a* necessidade de *unificação* dos conceitos e a *crença na simplicidade da Natureza*.

1.1.2. Substâncias simples e compostas

O simples fato de uma peça de ferro exposta à umidade se enferrujar gradativamente com o tempo mostra o surgimento de uma outra substância, a ferrugem, em cuja composição deve constar o ferro e algo proveniente da água. Isto implica que, *uma substância, considerada simples, pode compor outras substâncias* ao combinar-se.

1.1.3. Fases e estados da substância

Uma substância como a água pode se apresentar sob a forma de *líquido, de gelo ou vapor*, conforme sua temperatura. Da mesma maneira, muitas outras substâncias. Outra característica notável é o estado de organização em que se apresenta, ora de forma caótica, *amorfa*, ora sob a forma de *cristais regulares*.

1.1.4. Visão microscópica da matéria

Analisando um material com o microscópio percebe-se que, tanto as substâncias simples como as consideradas compostas apresentam a mesma imagem, para as variadas e possíveis ampliações. Mesmo utilizando um microscópio poderoso, o cenário não se modifica. Isto sugere que *os elementos básicos continuam invisíveis ao microscópio óptico* e que, para identificá-los *é preciso utilizar modelos* e procedimentos hipotéticos de trabalho. Por exemplo, pode-se supor que, ao cortar um pedaço de ferro em fragmentos gradativamente menores, deve-se chegar a uma fração que, se cortada, deixará de ser ferro. Esta fração final foi denominada, pelos gregos, de *átomo*.

1.1.5. A aceitação do átomo

A necessidade de se invocar a hipótese da estrutura corpuscular da matéria, somente

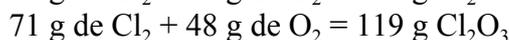
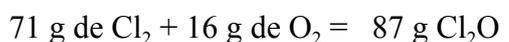
ocorreu no final do século 18, quando da *descoberta das leis químicas das proporções definidas* por Proust (1754-1826) e *das proporções múltiplas* por Dalton (1766-1844). Essas leis conduziram, de forma natural, à consideração de que *quando substâncias elementares se combinam, o fazem como entidades discretas* ou átomos.

1.1.6. Lei das proporções definidas

Um *determinado composto químico é sempre formado pelos mesmos elementos* químicos combinados sempre na mesma proporção em massa, independentemente de sua procedência ou método de preparação. Exemplo: 10 g de H + 80 g de O formam 90 g de H₂O, na proporção 1:8.

1.1.7. Lei das proporções múltiplas

As massas de um elemento químico que se combinam com uma massa fixa de um segundo elemento, para formar compostos diferentes, estão entre si numa proporção de números inteiros, em geral pequenos. Exemplo:



1.2. ESTRUTURA DA MATÉRIA

1.2.1. Composição da matéria

Todos os materiais existentes no universo são constituídos de átomos ou de suas combinações. As substâncias simples são constituídas de átomos e, as combinações destes, formam as moléculas das substâncias compostas. A maneira como os átomos se combinam depende da sua natureza e das propriedades que as suas estruturas propiciam.

1.2.2. Estrutura do átomo

O conceito inicial de *átomo indivisível sofreu modificações* profundas com as experiências realizadas por Ernest Rutherford (1871-1937) e seus colaboradores. O modelo utilizado para representar o átomo, *passou a ser concebido como tendo um núcleo pesado*, com carga elétrica positiva, e *vários elétrons*, com carga elétrica negativa, cujo número varia com a natureza do elemento químico. O raio de um átomo é da ordem de 10⁻⁷ cm e suas propriedades químicas são definidas pelos elétrons das camadas mais externas.

1.2.3. Raio atômico

Teoricamente, é a distância do centro do núcleo atômico até o último orbital ocupado por elétrons. O valor do raio depende da força de atração entre o núcleo e os elétrons e é expresso em Angstrom (1D = 10⁻⁸ cm). Assim, aumentando-se Z, o raio diminui; aumentando-se o número de camadas eletrônicas, o raio aumenta. Para átomos com a última camada de elétrons completa, o raio tende a ser menor devido à alta energia de ligação das partículas. Assim, os raios do ⁴⁰Ca, ²²²Rn e ²⁰⁷Pb medem 2,23, 1,3 e 1,18 D, respectivamente, enquanto que do ³⁹K vale 2,77 D e ¹²⁷I, 1,32 D.

1.2.4. Raio iônico

O *acréscimo ou o desfalque de elétrons num átomo*, modifica o raio do sistema restante, que é o *ion*. O *ion positivo*, denominado de *cátion*, possui elétrons a menos. O *ion negativo*, o *ânion*, tem excesso de elétrons. O desfalque de elétrons faz com que a carga nuclear atue mais intensamente sobre os elétrons restantes, reduzindo o raio. Este é o caso do ^{127}I , cujo raio vale 1,32 D e raio iônico, $\text{I}^{7+} = 0,50$ D. O efeito do emparelhamento de elétrons é significativo, como se pode perceber com o ^{40}Ca cujo raio vale 2,23 e o raio iônico de $\text{Ca}^{2+} = 0,99$ D.

O excesso de elétrons aumenta o raio, pela atenuação da força de atração e aumento da repulsão entre os elétrons. A deficiência de elétrons diminui o raio conforme pode ser observado, comparando-se os raios dos cátions com carga (+1), (+2) e (+3). Por exemplo, Ag^+ com 1,26 e Ag^{2+} com 0,89 D; Bi^{3+} com 0,96 e Bi^{5+} com 0,74 D.

1.2.5. Estrutura eletrônica

Os elétrons se distribuem em camadas ou orbitais, de tal modo que dois elétrons não ocupem o “mesmo lugar” ao mesmo tempo. Somente dois elétrons podem ocupar a mesma região no espaço, mas eles devem ter características magnéticas (*spin*) diferentes. Esta restrição é denominada de *Princípio de exclusão de Pauli*. Quanto mais elétrons possuir o elemento químico, mais camadas ele deve ter ou mais complexa será a maneira como eles se acomodarão.

Cada orbital pode ser representado por um elétron se movendo segundo uma trajetória circular (ou elíptica) ou por uma nuvem envolvendo o núcleo e distribuída em torno de um raio médio, conforme é ilustrado na Figura 1.1. O orbital é um conceito proveniente da teoria quântica do átomo e é definido como uma região do espaço em torno do núcleo onde os elétrons têm grande probabilidade de estar localizados. Cada camada acomoda um número definido de elétrons. Quando preenchida, denomina-se *camada fechada*. O número de elétrons destas camadas é denominado de *número mágico* e, quando excedido, os novos elétrons devem ocupar novos orbitais, senão haverá repetição dos números quânticos que caracterizam cada elétron (ver 1.2.13). Os números mágicos são: 2, 8, 18, 32, 32, 18 até 8.

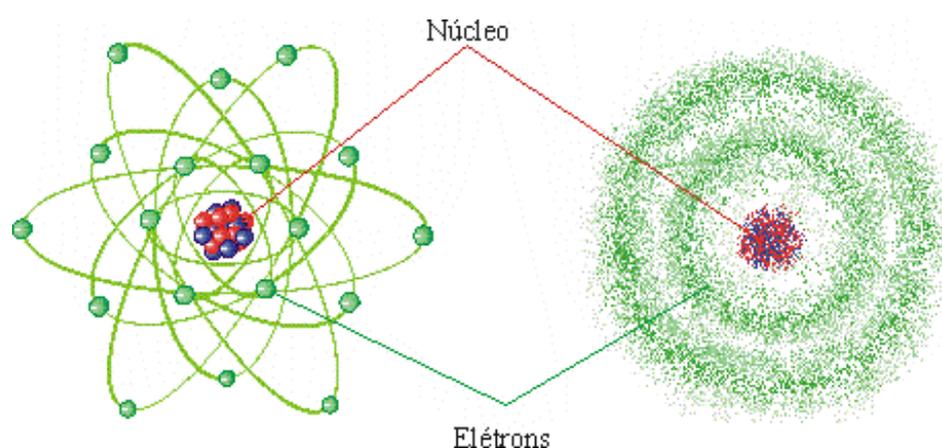


Figura 1.1 - Representação de modelos atômicos: a) *geométrica*, onde os orbitais são trajetórias geométricas percorridas por elétrons; b) *quântica*, onde os orbitais são representados por nuvens envolvendo o núcleo, onde para cada posição geométrica existe uma probabilidade associada de encontrar o elétron.

1.2.6. Energia de ligação eletrônica

Cada elétron está vinculado ao núcleo pela atração entre a sua carga negativa e a carga positiva do núcleo, pelo acoplamento atrativo do seu momento magnético (*spin*) com elétrons da mesma camada. A força atrativa sofre uma pequena atenuação devido à repulsão elétrica dos demais elétrons. A energia consumida neste acoplamento se denomina energia de ligação. Para elementos de número atômico elevado, a energia de ligação dos elétrons próximos ao núcleo é bastante grande, atingindo a faixa de 100 keV (ver Tabela 1.2), enquanto que a dos elétrons mais externos é da ordem de alguns eV. Os elétrons pertencentes às camadas fechadas possuem energia de ligação com valores bem mais elevados do que os das camadas incompletas e, portanto, são os mais estáveis.

A Figura 1.2 mostra a variação da energia de ligação dos elétrons da última camada, ou energia potencial de ionização, com o número atômico Z do elemento químico. Quanto maior o raio atômico, mais distante os elétrons estarão do núcleo e, portanto, mais fraca será a atração sobre eles. Assim, quanto maior o raio atômico, menor o potencial de ionização. Os valores máximos correspondem a de elementos com a última camada eletrônica completa.

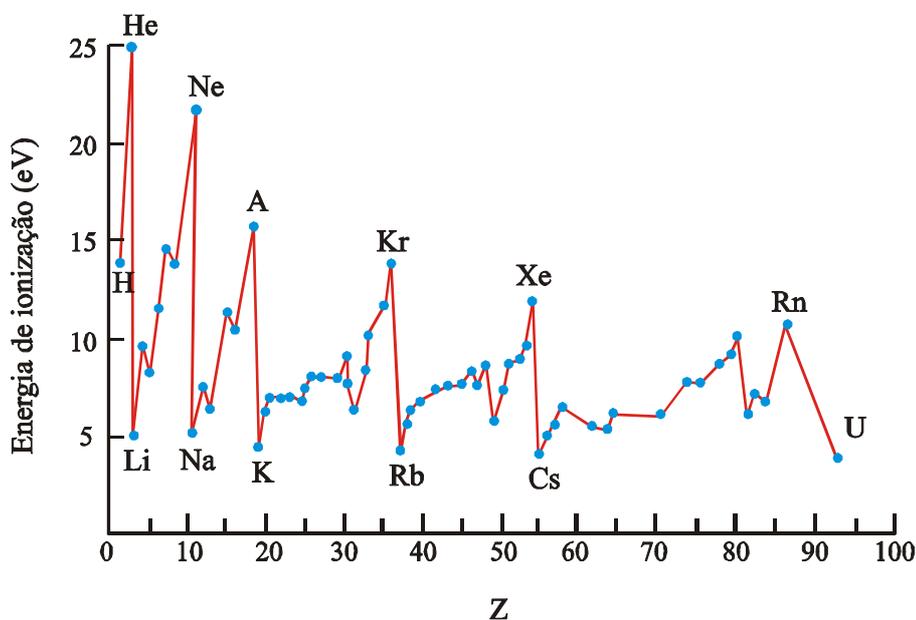


Figura 1.2 - Energia necessária para ionização dos átomos em função de Z .

1.2.7. Estrutura nuclear

O núcleo atômico é constituído de A nucleons, sendo N nêutrons e Z prótons. Os prótons são carregados positivamente e determinam o número de elétrons do átomo, uma vez que este é eletricamente neutro. Os nêutrons possuem praticamente a mesma massa que os prótons, mas não têm carga elétrica. Prótons e nêutrons são chamados indistintamente de nucleons. O número de nucleons $A = N + Z$ é denominado de número de massa e Z de número atômico.

Os nucleons se movem com uma velocidade média da ordem de 30.000 km/s, num volume obtido por $\frac{4}{3}\pi R^3$, onde $R = r_0 \cdot A^{1/3}$ (10^{-13} cm) é o raio nuclear, com $r_0 = 1,15$. A densidade nuclear tem um valor em torno de $\rho = 10^{15}$ g/cm³, com uma densidade de ocupação de $1,6 \cdot 10^{38}$ nucleons/cm³.

1.2.8. Notação química

A notação utilizada para identificação de um elemento químico é do tipo A_ZX , onde A é o número de massa e Z o número atômico ou número de prótons. O número de nêutrons é obtido de $N = A - Z$. Exemplos: ${}^4_2\text{He}$, ${}^{239}_{94}\text{Pu}$ e ${}^{235}_{92}\text{U}$.

1.2.9. Organização nuclear

Os prótons e nêutrons se organizam em orbitais, em níveis de energia, sob a ação do campo de forças intensas e de curto alcance. Não existe correlação entre orbitais e trajetórias geométricas, mas entre orbitais e energias das partículas. A base da organização dos nucleons no espaço nuclear é o Princípio de Exclusão de Pauli. Estas forças são denominadas de forças nucleares, ou interação forte, e a energia de ligação da última partícula dentro do "poço de potencial" caracteriza a energia de ligação do núcleo. O valor médio da energia de ligação dos núcleos é cerca de 7,5 MeV, muito maior que a energia de ligação dos elétrons. Esses conceitos podem ser representados pelas Figuras 1.3 e 1.4.

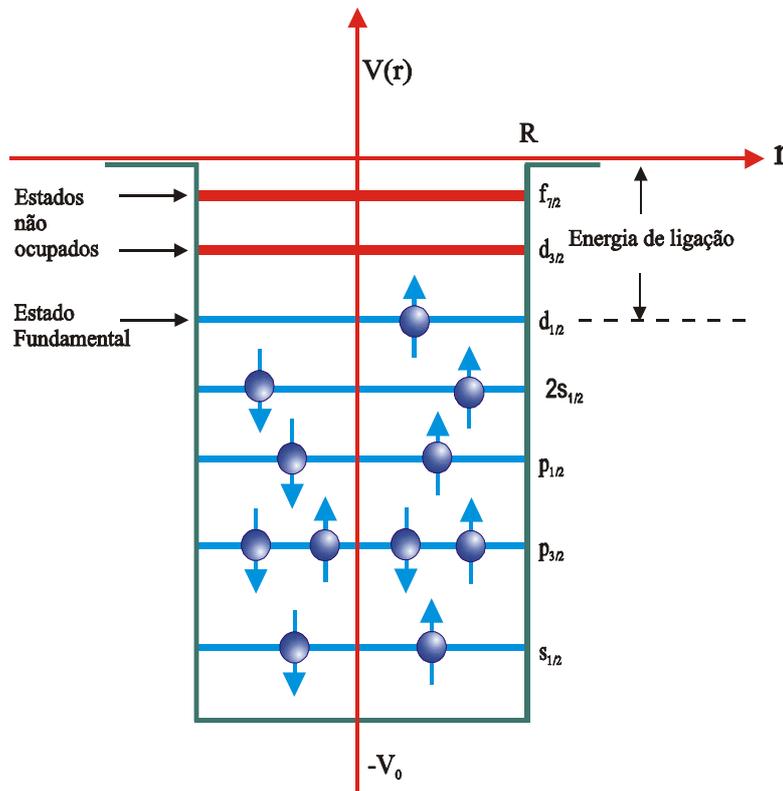


Figura 1.3 - Ocupação dos níveis de energia de um núcleo representado por um poço de potencial atrativo (energia "negativa").

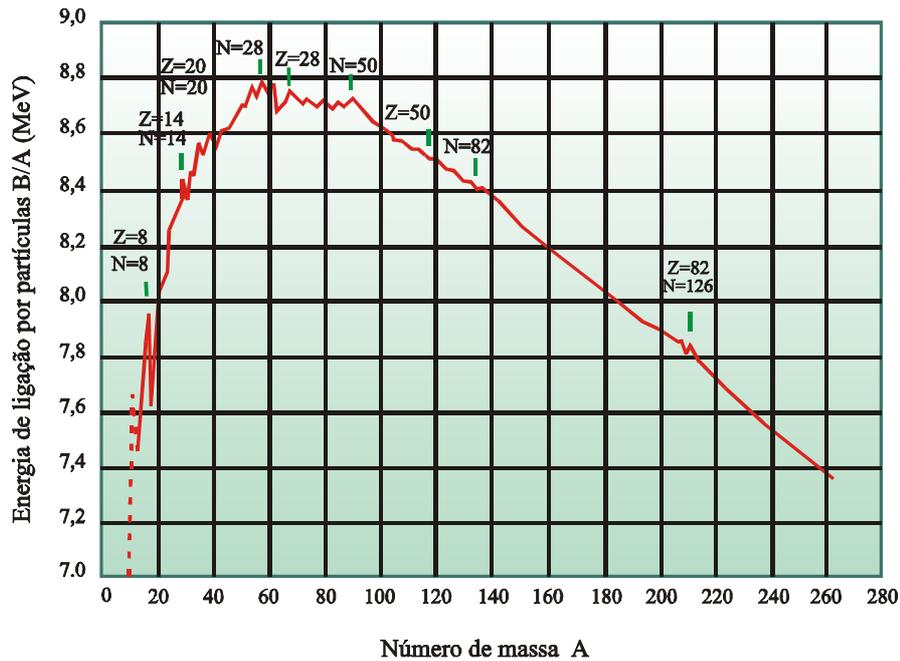


Figura 1.4 - Energia de ligação nuclear por partícula.

1.2.10. Tabela de nuclídeos

Registrando, num gráfico, todos os elementos químicos conhecidos, estáveis e instáveis, tendo como eixo das *ordenadas* o número atômico Z e o das *abscissas* o número de nêutrons N , obtém-se a denominada *Tabela de Nuclídeos*. Nesta tabela, observa-se que, para os elementos de número de massa pequeno, o número de prótons é igual ou próximo do número de nêutrons. À medida que o número de massa A vai aumentando, o número de nêutrons aumenta relativamente, chegando a um excesso de quase 40% no final da tabela.

Na Figura 1.5 é apresentado um segmento da Tabela de Nuclídeos. Nela aparecem outros parâmetros nucleares tais como a meia-vida do nuclídeo, os tipos de radiações emitidas, a energia das radiações mais intensas, a abundância percentual de cada isótopo, e a seção de choque de reação nuclear.

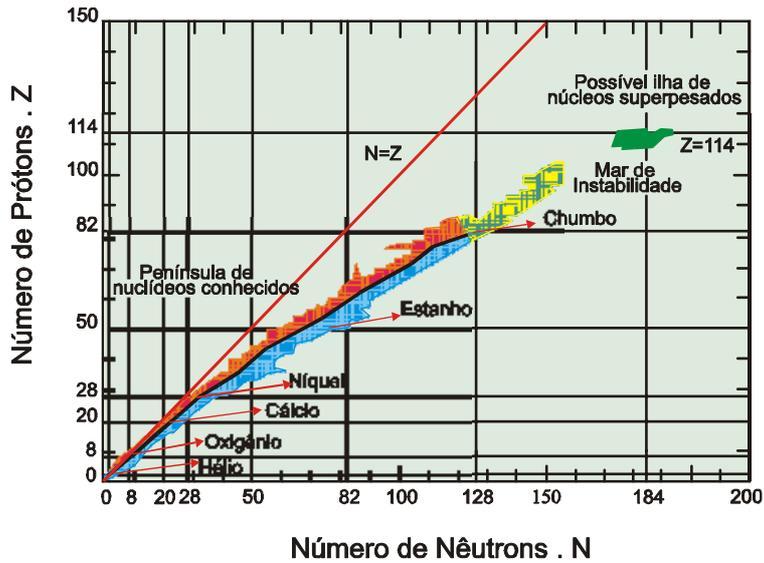


Figura 1.5 - Tabela de Nuclídeos.

1.2.11. Isótopos, isóbaros e isótonos

Observando a Tabela de Nuclídeos na Fig. 1.6, percebe-se que vários elementos simples, ou seja, quimicamente puros, não são nuclearmente puros. Apresentam, diferentes massas atômicas. São os denominados *isótopos*. São núcleos com o *mesmo número de prótons Z*, mas *diferentes números de nêutrons*. Por exemplo, do boro quimicamente puro, 80% é constituído de ^{11}B e 20% de ^{10}B . Alguns núcleos possuem muitos isótopos estáveis, como o estanho com 8. Além dos núcleos estáveis, existem os instáveis, que são radioativos, denominados de *radioisótopos* ou *radionuclídeos*.

Z	Isóbaros							
	Cl 32 291 ms β^+ 9,5; 11,7... γ 2230; 4770... $\beta\alpha$ 2,20; 1,67... $\beta\beta$ 0,991; 0,762; 1,324...	Cl 33 2,51 s β^+ 4,5... γ 841; 1966; 2867...	Cl 34 32,0 m, 1,53 s β^+ 2,5... γ 2127; 1176; β^+ 4,5... 3303... γ 146	Cl 35 75,77 σ 43 $\sigma_{n,p}$ 0,489 $\sigma_{n,\alpha}$ 0,00008	Cl 36 $3,0 \cdot 10^6$ s β^- 0,7 ϵ ; β^+ ... $\sigma < 10$	Cl 37 24,23 σ 0,428	Cl 38 37,48 m β^+ 4,9... γ 2168; 1642...	
	S 31 2,58 s β^+ 4,4... γ 1266	S 32 95,02 σ 0,53 $\sigma_{n,\alpha}$ 0,004	S 33 0,75 $\sigma_{n,p}$ 0,002 $\sigma_{n,\alpha}$ 0,140	S 34 4,21 s σ 0,240	S 35 87,5 d β^- 0,2	S 36 0,02 σ 0,15	S 37 5,0 m β^- 1,8; 4,9... γ 3103...	Isótopo
	P 30 2,50 m β^+ 3,2... γ 2235...	P 31 100 σ 0,180	P 32 14,3 d β^- 1,7	P 33 25,3 d β^- 0,2	P 34 12,4 s β^- 5,4... γ 2127...	P 35 47,4 s β^- 2,3... γ 1572...	P 36 ? s β^- γ 3290...	
	Si 29 4,67 σ 0,28	Si 30 3,10 σ 0,107	Si 31 2,62 h β^- 1,5 γ (1266) σ 0,48	Si 32 101 a β^- 0,2	Si 33 6,18 s β^- 3,0; 5,8... γ 1848...	Si 34 2,77 s β^- 3,1... γ 1179; 429; 1608...	Si 35 β^- γ 3103...	N
	Isótonos							

Figura 1.6 - Segmento da Tabela de Nuclídeos mostrando isótopos, isóbaros e isótonos.

1.2.12. Tabela Periódica

Na história da ciência, várias propostas para classificar os elementos conhecidos surgiram, em geral, acreditando haver semelhanças de comportamento nas reações químicas. A classificação mais completa e criativa, foi estabelecida por Mendeleieff, em 1869, ao mostrar que os elementos apresentavam uma periodicidade nas propriedades químicas, de acordo com o número de elétrons da última camada, coadjuvada, em alguns casos, com os da penúltima camada. Foi denominada, então, de *Tabela Periódica* dos elementos químicos.

Nela, os elementos químicos foram dispostos em 18 colunas e 9 linhas, em ordem crescente de seus números atômicos, e contém 7 períodos:

O 1º, possui somente 2 elementos, o H ($Z=1$) e He ($Z=2$), com elétrons na camada $1s$.

O 2º, possui 8 elementos, vai de Li ($Z=3$) até Ne ($Z=10$), com elétrons em $2s$ e $2p$.

O 3º, possui 8 elementos, vai do Na ($Z=11$) até Ar ($Z=18$), com elétrons em $3s$ e $3p$.

O 4º, com 18 elementos, vai do K ($Z=19$) até o Kr ($Z=36$), com elétrons $4s$, $3d$ e $4p$.

O 5º, com 18 elementos, vai do Rb ($Z=37$) até o Xe ($Z=54$), com elétrons $5s$, $4d$ e $5p$.

O 6º, com 32 elementos, vai do Cs ($Z=55$) até o Rn ($Z=86$), com os últimos subníveis $6s$, $4f$, $5d$ e $6p$ preenchidos.

O 7º, com 14 elementos, os actínídeos, vai do Th ($Z=90$) até o Lr ($Z=103$), com os últimos subníveis $7s$, $5f$ e $6d$ preenchidos.

Os elementos dispostos na mesma coluna, têm propriedades químicas similares e constituem as famílias ou grupos. Por exemplo, *He, Ne, Ar, Kr, Xe e Rn* constituem o grupo dos *gases nobres*; *Li, Na, K, Rb, Cs e Fr*, os *metais alcalinos*; *F, Cl, Br, I e At*, os *halogênios*; *Be, Mg, Ca, Sr, Ba e Ra* os *metais alcalinos-terrosos*. Na Figura 1.7 é apresentada a Tabela Periódica dos elementos químicos.

Atualmente existem mais 7 elementos com $Z = 104$ até 111, com símbolos ainda não definidos pela União Internacional de Química Pura e Aplicada (IUPAC), mas que em algumas tabelas são designados por: Rf, Ha, Sg, Ns, Mt, Unn e Unu. Estes elementos são metais sintéticos obtidos por reações nucleares com íons pesados, são radioativos e os seus últimos elétrons preenchem os subníveis $5f$, $6d$ e $7s$.

Na Tabela 1.1 são apresentados os nomes, os métodos de obtenção e algumas das características dos elementos $Z = 97$ a 111.

TABELA PERIÓDICA

		18																																		
															2																					
															10																					
															9																					
															8																					
															7																					
															6																					
															5																					
															4																					
															3																					
															2																					
															1																					
															17																					
															16																					
															15																					
															14																					
															13																					
															12																					
															11																					
															10																					
															9																					
															8																					
															7																					
															6																					
															5																					
															4																					
															3																					
															2																					
															1																					
1	H	1,0079																			He	4,0026														
2	Li	6,941	Be	9,0122																			B	10,811	C	12,011	N	14,007	O	15,999	F	18,998	Ne	20,18		
3	Na	22,99	Mg	24,305																			Al	13	Si	14	P	15	S	16	Cl	17	Ar	18		
4	K	39,098	Ca	40,078	Sc	21	Ti	22	V	23	Cr	24	Mn	25	Fe	26	Co	27	Ni	28	Cu	29	Zn	30	Ga	31	Ge	32	As	33	Se	34	Br	35	Kr	36
5	Rb	85,468	Sr	87,62	Y	39	Zr	40	Nb	41	Mo	42	Tc	43	Ru	44	Rh	45	Pd	46	Ag	47	Cd	48	In	49	Sn	50	Sb	51	Te	52	I	53	Xe	54
6	Cs	132,91	Ba	137,33	La	57	Hf	72	Ta	73	W	74	Re	75	Os	76	Ir	77	Pt	78	Au	79	Hg	80	Tl	81	Pb	82	Bi	83	Po	84	At	85	Rn	86
7	Fr	(223)	Ra	(226)	Ac	(227)	Rf	(261,1)	Ha	(262,1)	Sg	(263,1)	Ns	(262,1)	Hs	(265,1)	Mt	(266,1)	Unn	(268)	Unu	(269)	Uun	(268)	Uuu	(269)	Uub	(268)	Uut	(269)	Uuq	(268)	Uur	(269)	Uus	(268)
															200,59					204,38					208,98					209						

□	Gas nobres	□	Halogênios
□	Metais	□	Não metais
□	Metais de transição	□	Terras raras
□	Metais alcalinos	□	Alcalinos ferrosos

58	Ce	140,12	Pr	140,91	Nd	144,24	Pm	(144,9)	Sm	150,36	Eu	151,97	Gd	157,25	Tb	158,93	Dy	162,5	Ho	164,93	Er	167,26	Tm	168,93	Yb	173,04	Lu	174,97
90	Th	232,04	Pa	231,04	U	238,03	Np	(237)	Pu	(244,1)	Am	(243,1)	Cm	(247,1)	Bk	(247,1)	Cf	(251,1)	Es	(252,1)	Fm	(257,1)	Md	(258,1)	No	(259,1)	Lr	(262,1)

Figura 1.7 - Tabela Periódica dos elementos químicos.

Tabela 1.1 - Denominação, símbolo e características dos elementos de $Z = 97$ a 111.

Elemento	Símbolo	Número Atômico	Massa Atômica	Método de Obtenção	Configuração Eletrônica
Berkélio	Bk	97	247,0703	$^{241}\text{Am} + \alpha$	[Rn] 5f9 7s2
Califórnio	Cf	98	251,0796	$\text{Cm} + ^4\text{He}$	[Rn] 5f10 7s2
Eisteínio	Es	99	252,083	$\text{U} + \text{n}$	[Rn] 5f11 7s2
Férmio	Fm	100	257,0951	TransU+P.leves	[Rn] 5f12 7s2
Mendelévio	Md	101	258,0984	$\text{Es} + ^4\text{He}$	[Rn] 5f13 7s2
Nobélio	No	102	259,1011	$\text{Cm} + ^{13}\text{C}$	[Rn] 5f14 7s2
Lawrêncio	Lr	103	262,1098	$\text{Cf} + \text{íons B}$	[Rn] 5f14 6d1 7s2
Rutherfórdio	Rf	104	261,1089	$^{249}\text{Cf} + ^{12}\text{C}$	[Rn] 5f14 6d2 7s2
Hahnio	Hn	105	262,1144	$^{249}\text{Cf} + ^{15}\text{N}$	[Rn] 5f14 6d3 7s2
Seaborgio	Sg	106	263,1186	$^{249}\text{Cf} + ^{18}\text{O}$	[Rn] 5f14 6d4 7s2
Nielsbohrio	Ns	107	262,1231	$^{204}\text{Bi} + ^{54}\text{Cr}$	[Rn] 5f14 6d5 7s2
Héssio	Hs	108	265,1305	$^{208}\text{Pb} + ^{58}\text{Fe}$	[Rn] 5f14 6d6 7s2
Mietnério	Mt	109	266,1378	$^{209}\text{Bi} + ^{58}\text{Fe}$	[Rn] 5f14 6d7 7s2
Unnunnillio	Unn	110	268	$^{209}\text{Bi} + ^{59}\text{Co}$	[Rn] 5f14 6d9 7s2
Unnuunnio	Unu	111	269	$^{209}\text{Bi} + ^{60}\text{Ni}$	[Rn] 5f14 6d10 7s2

1.2.13. Preenchimentos das camadas eletrônicas

Para distribuir os elétrons nos níveis e subníveis de energia, é preciso adotar o *Diagrama* criado por *Linus Pauling*, obedecer o *Princípio de Exclusão de Pauli* e a *Regra de Hund*.

O diagrama provém da *teoria quântica da matéria*, na qual, a energia não se apresenta de modo contínuo, mas em pacotes discretos, em *quanta*. Esta teoria foi necessária para explicar, dentre outros fenômenos, os orbitais estacionários dos elétrons e nucleons atômicos e as transições com emissão de radiações com energia definida.

Nesta visão do átomo, os elétrons se distribuem ao redor do núcleo, em regiões privilegiadas, denominadas *camadas*, sendo que em cada camada só podem habitar *orbitais* bem definidos pelos denominados números quânticos. Assim, *cada elétron possui um conjunto de números que o identificam*.

Número Quântico Principal n

O número *quântico principal n*, representa o nível principal de energia que, para os elétrons, corresponderia a “distância” deles em relação ao núcleo. Isto porque a intensidade da força de atração entre as cargas positiva (Ze) do núcleo e negativa (e) do elétron, varia com o inverso do quadrado da distância (d) entre elas. Como esta força deve ser equilibrada pela força centrífuga do elétron com determinada velocidade, a distância (d) fixa o valor de sua energia cinética, no estado estacionário. Os valores de n são: 1, 2, 3, 4, 5, 6 e 7, e correspondem aos denominados níveis energéticos K, L, M, N, O, P e Q.

Número Quântico Orbital R

O número quântico orbital ou secundário R equivale aos orbitais dos subníveis energéticos e descreve a forma dos orbitais. Para cada valor de n , R varia de 0 até $n - 1$.

Por exemplo:

$$n = 1 \quad R = 0$$

$$n = 2 \quad R = 0 \text{ e } 1$$

$$n = 3 \quad R = 0, 1 \text{ e } 2$$

Existe uma nomenclatura para estes subníveis:

$$R = 0 \text{ subnível } s$$

$$R = 1 \text{ subnível } p$$

$$R = 2 \text{ subnível } d$$

$$R = 3 \text{ subnível } f$$

Como para os diversos valores de n , pode haver valores de R iguais, a notação utilizada para diferenciá-los é a seguinte: para $n = 1$, $1s$; $n = 2$, $2s$ e $2p$; $n = 3$, $3s$, $3p$, $3d$

Número Quântico Magnético m

O número quântico magnético m , indica o número de orbitais dos subníveis e a orientação em relação a uma direção estabelecida no espaço. Ele varia, em número inteiro, de $(-R)$ até $(+R)$, incluindo $R = 0$. Isto significa que, para um valor do momento angular orbital R existem $(2R + 1)$ orientações, ou “meridianos” possíveis de serem ocupados por elétrons. Por exemplo, para $R = 2$, existem -2 , -1 , 0 , 1 e 2 .

Spin

O quarto número quântico é denominado de *spin*. Corresponde, na visão geométrica clássica, ao sentido de rotação do elétron em torno de seu próprio eixo. Constitui um momento magnético intrínseco do elétron. Pode assumir somente dois valores: $+\frac{1}{2}$ e $-\frac{1}{2}$, correspondentes às orientações “para cima” e “para baixo”, respectivamente.

Resumindo todos estes conceitos, vê-se que n , R e m tem variações com valores expressos por números inteiros, indicando que a energia dos elétrons se diferencia em valores inteiros, em *quanta*.

Na Figura 1.8. é apresentado o *diagrama de Linus Pauling*, onde em cada célula podem ser alocados 2 elétrons, um com spin para cima e outro para baixo. O valor da energia de cada nível ou subnível é negativo, para representar uma energia de campo atrativo. Assim, quanto mais negativo, mais próximo do núcleo estará o elétron, e maior será sua energia de ligação.

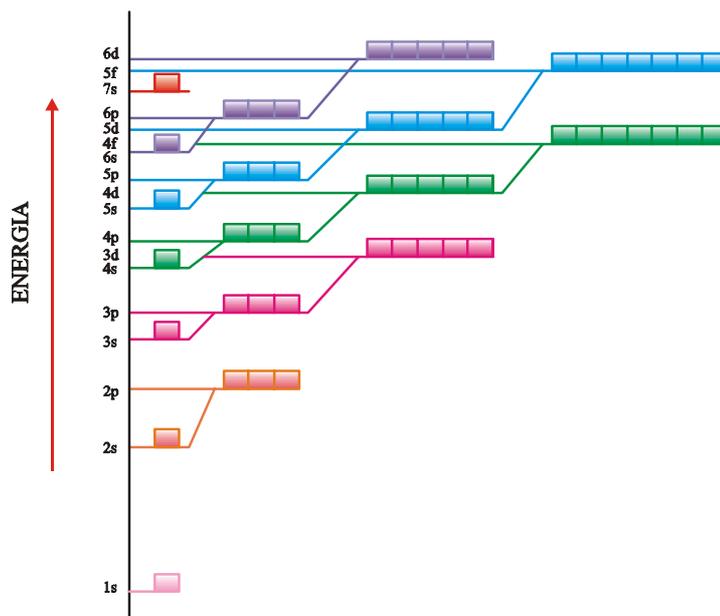


Figura 1.8 - Diagrama de Linus Pauling para distribuição dos elétrons segundo os níveis de energia.

1.2.14. Regra de Hund

Se dois orbitais de mesma energia estão disponíveis, o elétron ocupará, de preferência, o orbital vazio, ao invés de ocupar um orbital onde já existe um elétron.

1.3. TRANSIÇÕES

1.3.1. Estados excitados

Quando o átomo se encontra em equilíbrio, os seus elétrons e seus nucleons se encontram em orbitais estacionários. Se partículas ou ondas eletromagnéticas forem lançadas contra ele, sob certas condições físicas, elas poderão colidir com alguns de seus elétrons ou com o seu núcleo. Devido à disposição geométrica, ao número, à carga e ao movimento, a probabilidade de colisão com os elétrons é muitas vezes superior à probabilidade de colisão com o núcleo. No choque, a radiação transfere parcial ou totalmente a sua energia que, se for superior à energia de ligação, provocará uma ionização ou uma reação nuclear, no átomo ou no núcleo, respectivamente. Quando a energia absorvida for inferior à energia de ligação, ocorrerá um deslocamento da partícula alvo, para estados disponíveis nas estruturas eletrônica ou nuclear, gerando os denominados estados excitados eletrônicos ou nucleares.

1.3.2. Transição eletrônica

É possível classificar as transições eletrônicas em dois tipos. O primeiro tipo envolve as

transições de baixa energia (luz) que ocorrem entre os níveis ou subníveis de energia próximos do contínuo. O segundo, envolvendo os níveis ou subníveis mais internos, originando os raios X característicos, *de alta energia*, conforme são ilustrados nas Figuras 1.9 e 1.10. Na Tabela 1.2 são dadas as energias e as intensidades relativas dos raios X característicos emitidos pelos elementos de número atômico de 20 a 109.

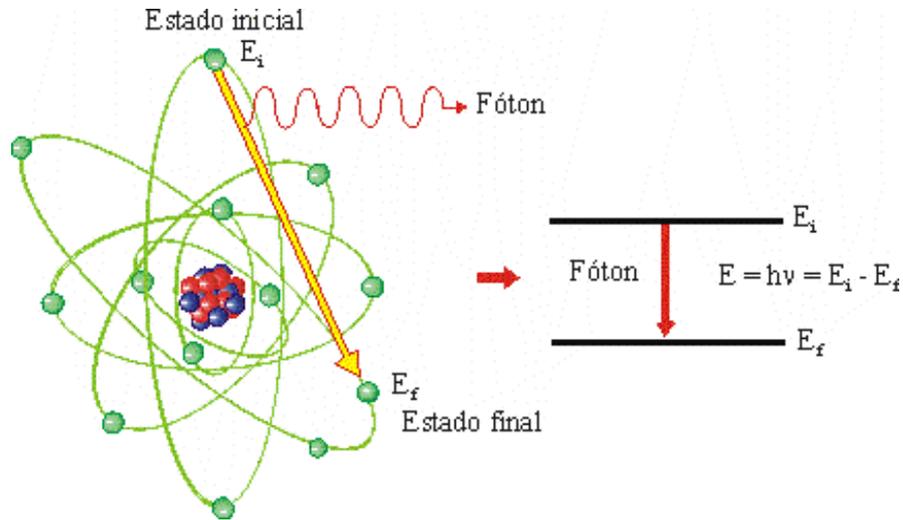


Figura 1.9 - Representação de uma transição eletrônica, resultando na emissão de um fóton de luz ou raio X característico.

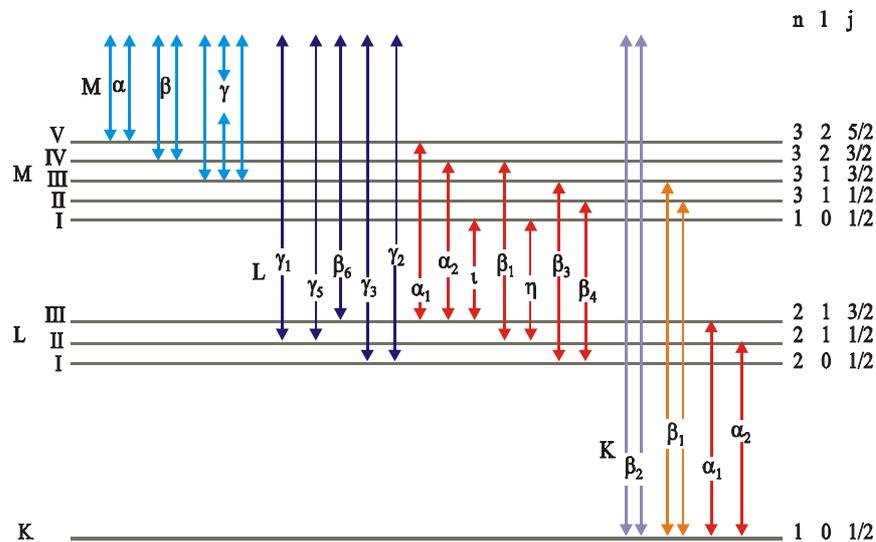


Figura 1.10 - Raios X característicos originados nas transições entre níveis eletrônicos.

1.3.3. Transição nuclear

Quando *nucleons são deslocados* para estados disponíveis, formando os estados excitados, *no restabelecimento do equilíbrio* eles *emitem* a energia absorvida sob a forma de *radiação gama*, que será descrita posteriormente.

1.3.4. Meia-vida do estado excitado

O tempo de permanência da partícula no estado excitado depende das características que definem os estados inicial e final, que irão participar da transição, e pode ser definido probabilisticamente em termos de meia-vida. O seu valor depende da variação do momento angular e paridade do orbital do estado excitado, energia e tipo de transição eletromagnética. Em geral, seu valor é muito pequeno, variando entre 10^{-6} a 10^{-15} segundos, principalmente para elétrons. *Os estados excitados nucleares são de duração semelhante, mas alguns núcleos possuem estados excitados com meia-vida bastante longa e podem, em alguns deles, funcionar como estados isoméricos. A meia-vida do estado excitado não apresenta ligação direta com a meia-vida do núcleo.*

Tabela 1.2 - Energias e intensidades relativas dos raios X emitidos pelos elementos de número atômico de 20 a 109.

Ref.: J.A. Bearden Rev of Modern Physics

F.T. Porter, M.S. Freedman, J. Of Phys. And Chem. Reference Data 7,1276 (1978) E_X: Z = 84 - 103

T.A. Carlson, C.W. Nestor, Atomic Data and Nucl. Data Tables 19, 153 (1977) E_X: Z\$104

J.H. Scofield, Phys. Rev. A9. 1041 (1974) I_r: Z + 20 - 98

C.C. Lu, F.B. Malik, T.A. Carlson, Nucl. Phys. A 175, 289 (1975) I_r: Z\$99

Elem.	E _x [keV]				I _r *			Elem.	E _x [keV]				I _r *		
	Kα ₂	Kα ₁	Kβ ₁	Kβ ₂ ¹	Kα ₂	3β ₁	3β ₂		Kα ₂	Kα ₁	Kβ ₁	Kβ ₂ ¹	Kα ₂	3β ₁	β ₂
20 Ca	3,69	3,69	4,01		50,6	19,8		65 Tb	43,74	44,48	50,38	51,72	55,8	31,9	8,3
21 Sc	4,09	4,09	4,46		50,7	20,1		66 Dy	45,21	46,00	52,12	53,51	56,0	32,0	8,3
22 Ti	4,50	4,51	4,93		50,8	20,4		67 Hg	46,70	47,55	53,88	55,32	56,2	32,2	8,4
23 V	4,94	4,95	5,43		50,8	20,6		68 Er	48,22	49,13	55,68	57,21	56,3	32,4	8,4
24 Cr	5,41	5,41	5,95		50,9	20,2		69 Tm	49,77	50,74	57,72	59,09	56,5	32,6	8,5
25 Mn	5,89	5,90	6,49		51,0	20,9		70 Yb	51,35	52,39	59,37	60,98	56,7	32,7	8,5
26 Fe	6,39	6,40	7,06		51,1	21,0		71 Lu	52,97	54,07	61,28	62,97	56,9	32,9	8,7
27 Co	6,92	6,93	7,65		51,2	21,1		72 Hf	54,61	55,79	63,23	64,98	57,1	33,1	8,8
28 Ni	7,46	7,48	8,26		51,2	21,2		73 Ta	56,28	57,53	65,22	67,01	57,4	33,2	9,0
29 Cu	8,03	8,05	8,90		51,3	20,9		74 W	57,98	59,32	67,24	69,10	57,6	33,4	9,1
30 Zn	8,62	8,64	9,57	9,66	51,4	21,4		75 Re	59,72	61,14	69,31	71,23	57,8	33,5	9,3
31 Ga	9,22	9,25	10,26	10,37	51,5	21,8		76 Os	61,49	63,00	71,41	73,40	58,0	33,7	9,4
32 Ge	9,86	9,89	10,98	11,10	51,5	22,3	0,5	77 Ir	63,29	64,90	73,56	75,62	58,3	33,8	9,6
33 As	10,51	10,54	11,73	11,86	51,5	22,8	0,9	78 Pt	65,12	66,83	75,75	77,88	58,5	34,0	9,7
34 Se	11,18	11,22	12,50	12,65	51,6	23,3	1,3	79 Au	66,99	68,80	77,98	80,19	58,7	34,1	9,9
35 Br	11,88	11,92	13,29	13,47	51,8	23,7	1,8	80 Hg	68,90	70,82	80,25	82,54	59,0	34,3	10,0
36 Kr	12,60	12,65	14,11	14,32	51,9	23,8	2,4	81 Tl	70,83	72,87	82,58	84,95	59,2	34,4	10,2
37 Rb	13,34	13,40	14,96	15,19	52,0	24,2	2,8	82 Pb	72,80	74,97	84,94	87,36	59,5	34,6	10,4
38 Sr	14,10	14,17	15,84	16,08	52,1	24,6	3,2	83 Bi	74,81	77,11	87,34	89,86	59,8	34,7	10,6
39 Y	14,88	14,96	16,74	17,02	52,2	25,0	3,5	84 Po	76,86	79,29	89,81	92,39	60,1	34,9	10,8
40 Zr	15,69	15,78	17,67	17,97	52,3	25,4	3,7	85 At	78,95	81,52	92,32	94,97	60,3	35,0	11,1
41 Nb	16,52	16,62	18,62	18,95	52,4	25,8	3,9	86 Rn	81,07	83,79	94,87	97,61	60,6	35,2	11,3
42 Mo	17,37	17,48	19,61	19,97	52,5	26,2	4,0	87 Fr	83,23	86,11	97,47	100,30	60,9	35,3	11,5
43 Tc	18,25	18,37	20,62	21,01	52,6	26,5	4,2	88 Ra	85,43	88,47	100,13	103,04	61,2	35,5	11,7
44 Ru	19,15	19,28	21,66	22,07	52,7	26,8	4,4	89 Ac	87,68	90,89	102,84	105,83	61,5	35,6	11,9
45 Rh	20,07	20,22	22,72	23,17	52,8	27,1	4,5	90 Th	89,96	93,35	105,60	108,68	61,8	35,8	12,1
46 Pd	21,02	21,18	23,82	24,30	52,9	27,4	4,7	91 Pa	92,28	95,86	108,42	111,59	62,1	35,9	12,2
47 Ag	21,99	22,16	24,94	25,46	53,1	27,8	4,8	92 U	94,65	98,43	111,30	114,56	62,5	36,1	12,3
48 Cd	22,98	23,17	26,10	26,64	53,2	28,0	5,1	93 Np	97,07	101,06	114,23	117,58	62,8	36,2	12,5
49 In	24,00	24,21	27,28	27,86	53,3	28,3	5,4	94 Pu	99,53	103,73	117,73	120,67	63,2	36,4	12,6
50 Sn	25,04	25,27	28,49	29,11	53,4	28,6	5,6	95 Am	102,03	106,47	120,28	123,82	63,5	36,5	12,8
51 Sb	26,11	26,36	29,73	30,39	53,6	28,8	6,0	96 Cm	104,59	109,27	123,40	127,03	63,9	36,7	12,9
52 Te	27,20	27,47	31,00	31,70	53,7	29,1	6,3	97 Bk	107,19	112,12	126,12	130,31	64,2	36,8	13,0
53 J	28,32	28,61	32,29	33,04	53,8	29,3	6,6	98 Cf	109,83	115,03	129,82	133,65	64,6	38,0	13,2
54 Xe	29,46	29,78	33,62	34,42	54,0	29,5	7,0	99 Es	112,53	118,01	133,14	133,06	65,1	37,2	13,3
55 Cs	30,63	30,97	34,99	35,82	54,1	29,7	7,3	100 Fm	115,29	121,06	136,52	140,55	65,4	37,3	13,4
56 Ba	31,82	32,19	36,38	37,26	54,3	30,0	7,6	101 Md	118,09	124,17	139,97	144,10	65,8	37,3	13,5
57 La	33,03	33,44	37,80	38,73	54,4	30,2	7,7	102 No	120,95	127,36	143,51	147,74	66,2	37,6	13,7
58 Ce	34,28	34,72	39,26	40,23	54,4	30,4	7,7	103 Lr	123,87	130,61	147,11	151,45	66,7	37,7	13,8
59 Pr	35,55	36,03	40,75	41,77	54,8	30,6	7,8	104	126,85	133,95	150,80	155,25	67,1	37,8	13,9
60 Nd	36,85	37,36	42,27	43,33	54,9	30,9	7,9	105	129,88	137,35	154,56	159,12	67,5	38,0	14,1
61 Pm	38,17	38,72	43,83	44,94	55,1	31,1	8,0	106	132,94	140,80	158,37	163,04	68,0	38,1	14,2
62 Sm	39,52	40,12	45,41	46,58	55,3	31,3	8,1	107	136,09	144,37	162,30	167,08	68,4	38,2	14,3
63 Eu	40,90	41,54	47,04	48,26	55,4	31,5	8,1	108	139,30	148,01	166,31	171,21	68,9	37,3	14,5
64 Gd	42,31	43,00	48,70	49,96	55,6	31,7	8,1	109	142,58	151,75	170,42	175,43	69,4	38,5	14,6

*I_r Kα₁ = 100

E_x

Kα ₂ : E (K-L _{II})	Kα ₂ : I (K-L _{II})
Kα ₁ : E (K-L _{III})	Kα ₁ : I (K-L _{III})
Kβ ₁ : E (K-M _{III})	3β ₁ : I (K-M _{III}) + I (K-M _{II}) + I (K-M _{IV+V})
	1 ~0,5 < 0,05
Kβ ₂ ¹ : E (K-N _{III})	3β ₂ : I (K-N _{III}) + I (K-N _{II}) + I (K-N _{IV+V}) + I (K-O + ...)
	1 ~0,5 < 0,05 ~0,2 - 0,4
	(Z ~50 - 109)

1.4. ORIGEM DA RADIAÇÃO

As radiações são produzidas por processos de ajustes que ocorrem no núcleo ou nas camadas eletrônicas, ou pela interação de outras radiações ou partículas com o núcleo ou com o átomo.

Exemplos: radiação beta e radiação gama (ajuste no núcleo); raios X característico (ajuste na estrutura eletrônica); raios X de freamento (interação de partículas carregadas com o núcleo); raios delta (interação de partículas ou radiação com elétrons das camadas eletrônicas com alta transferência de energia).

1.4.1. Fótons

A radiação eletromagnética é constituída por vibração simultânea de campos magnético e elétrico, perpendiculares entre si, originados durante a transição, pela movimentação da carga e momento magnético da partícula, quando modifica seu estado de energia, caracterizado pelo momento angular, spin e paridade. As radiações eletromagnéticas ionizantes de interesse são os raios X e a radiação gama.

1.4.2. Raios X

Raios X é a denominação dada à radiação eletromagnética de alta energia que tem origem na eletrosfera ou no freamento de partículas carregadas no campo eletromagnético do núcleo atômico ou dos elétrons.

1.5. RADIOATIVIDADE

1.5.1. Constante de decaimento λ

Os átomos instáveis, de mesma espécie e contidos numa amostra, não realizam transformações para se estabilizarem, ao mesmo tempo. Eles as fazem de modo aleatório. Não se pode prever o momento em que um determinado núcleo irá se transformar por decaimento. Entretanto, para uma quantidade grande de átomos, o número de transformações por segundo é proporcional ao número de átomos que estão por se transformar naquele instante. Isto significa que a probabilidade de decaimento por átomo por segundo deve ser constante, independente de quanto tempo ele tem de existência. Esta probabilidade de decaimento por átomo por segundo é denominada de Constante de Decaimento λ e é característica de cada radionuclídeo.

1.5.2. Atividade de uma amostra, A

A taxa de mudanças dos átomos instáveis em um determinado instante é denominada de Atividade. Assim, chamando de $n(t)$ o número de átomos existentes numa amostra, no instante t , a atividade $A(t)$, será expressa por:

$$A(t) = \frac{dn(t)}{dt} = \lambda n(t)$$

Nota: O número $n(t)$ de átomos radioativos é obtido em função da massa do isótopo contido na amostra, do número de Avogadro N_A , e do percentual de átomos radioativos na massa do isótopo.

1.5.3. Atividade de uma amostra em um dado instante

Integrando a equação diferencial e chamando de n_0 o número de átomos radioativos existentes na amostra no instante $t = 0$:

$$n(t) = n_0 e^{-\lambda t}$$

A atividade da amostra pode ser obtida pela expressão:

$$A(t) = \lambda n(t) = \lambda n_0 e^{-\lambda t}$$

A atividade da amostra no instante zero, A_0 , é expressa por:

$$A_0 = \lambda n_0$$

e, portanto:

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

1.5.4. Decaimento da atividade com o tempo

Num núcleo radioativo existem vários estados excitados. A maneira e o tempo com que cada estado se transforma num estado mais estável, depende de suas características físicas como: energia, momento angular, paridade, spin, etc. Cada estado tem duração média e transição próprias. Globalmente, o núcleo se comporta como um todo, estabilizando-se com uma probabilidade constante λ , característica do nuclídeo, que é a constante de decaimento.

A atividade de uma amostra depende do valor inicial da atividade no instante zero e é uma função exponencial decrescente do tempo. A Figura 1.11 mostra a função de decaimento e os parâmetros principais envolvidos no processo.

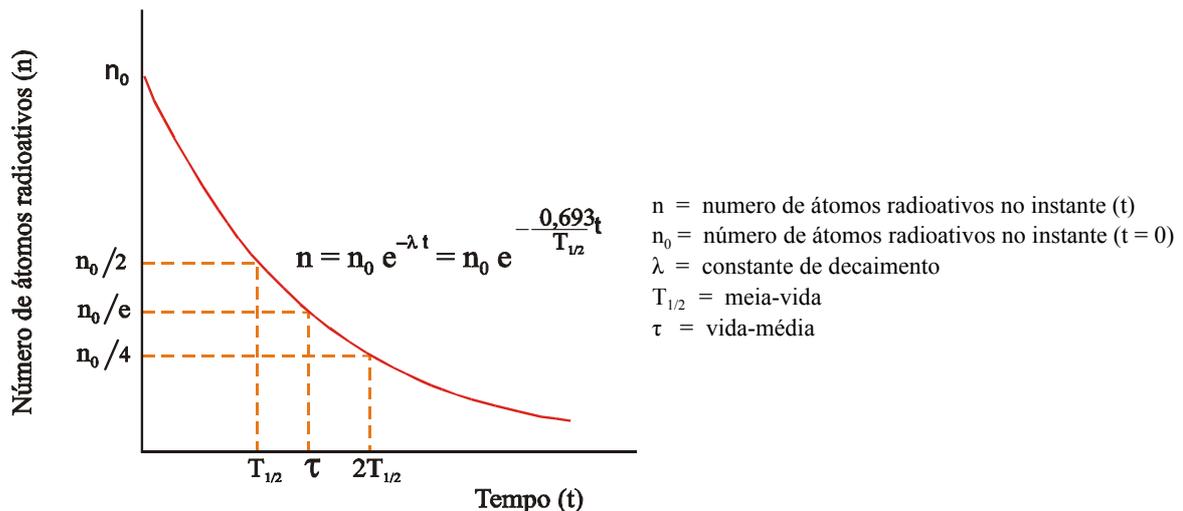


Figura 1.11 - Curva representativa do decaimento de um radioisótopo em função do tempo e seus principais parâmetros.

1.5.5. Unidades de atividade - o becquerel e o curie

A atividade de uma fonte é medida em unidades de transformações por segundo, denominada *becquerel* ($Bq = 1/s$) no Sistema Internacional.

A unidade antiga, ainda em uso em equipamentos antigos ou produzidos em alguns países (como os E.U.A.) é o *curie* (Ci). Por sua definição inicial, equivale ao número de transformações por segundo em um grama de ^{226}Ra , que é de $3,7 \cdot 10^{10}$ transformações por segundo. Portanto, 1 Ci é equivalente a $3,7 \cdot 10^{10}$ Bq.

1.5.6. Múltiplos e submúltiplos das unidades de atividade

No registro do valor da atividade de uma amostra são utilizados, freqüentemente, múltiplos ou submúltiplos destas unidades. Assim:

Múltiplos e Símbolos				
Kilo	k	10^3	kBq	kCi
Mega	M	10^6	MBq	MCi
Giga	G	10^9	GBq	GCi
Tera	T	10^{12}	TBq	TCi
Peta	P	10^{15}	PBq	PCi

Submúltiplos e Símbolos				
Mili	m	10^{-3}	mBq	mCi
Micro	μ	10^{-6}	μBq	μCi
Nano	n	10^{-9}	nBq	nCi
Pico	p	10^{-12}	pBq	pCi
Femto	f	10^{-15}	fBq	fCi

Como as unidades becquerel e curie tem valores muito diferentes, em termos de ordem de grandeza, alguns múltiplos do Ci não são utilizados, como GCi, TCi e PCi, e da mesma forma, os valores abaixo de nBq.

1.5.7. Meia-vida do radioisótopo $T_{1/2}$

O intervalo de tempo, contado a partir de um certo instante, necessário para que metade dos átomos radioativos decaiam é denominado de meia-vida, e pode ser visualizado na Figura 1.11. A relação entre a meia-vida e a constante de decaimento λ é expressa por:

$$T_{1/2} = 0,693/\lambda$$

A meia-vida pode ter valores muito pequenos como os do ^{20}F e ^{28}Al , com 11s e 2,24 min respectivamente, grandes como ^{90}Sr (28,5 a), ^{60}Co (5,6 a) e ^{137}Cs (30 a), e muito grandes como os do ^{232}Th ($1,405 \cdot 10^{10}$ a) e ^{238}U ($4,46 \cdot 10^9$ a).

1.5.8. Vida-média do radioisótopo, τ

O intervalo de tempo necessário para que a atividade de uma amostra decresça de um fator $1/e$, onde e é a base do logaritmo neperiano, é denominado de vida-média e vale $\tau = 1/\lambda$.

1.6. RADIAÇÕES NUCLEARES

Radiação nuclear é o nome dado às partículas ou ondas eletromagnéticas emitidas pelo núcleo durante o processo de reestruturação interna, para atingir a estabilidade. Devido à intensidade das forças atuantes dentro do núcleo atômico, as radiações nucleares são altamente energéticas quando comparadas com as radiações emitidas pelas camadas eletrônicas.

1.6.1. Unidades de energia de radiação

A energia da radiação e das grandezas ligadas ao átomo e ao núcleo, é geralmente expressa em elétron-Volt (eV).

Um eV é a energia cinética adquirida por um elétron ao ser acelerado por uma diferença de potencial elétrica de 1 Volt.

$$1 \text{ MeV} = 10^6 \text{ eV} = 1,6 \cdot 10^{-13} \text{ Joule.}$$

1.6.2. Radiação β

Radiação beta (β) é o termo usado para descrever elétrons (negatrons e pósitrons) de origem nuclear, carregados positiva (β^+) ou negativamente (β^-). Sua emissão constitui um processo comum em núcleos de massa pequena ou intermediária, que possuem excesso de nêutrons ou de prótons em relação à estrutura estável correspondente. A Figura 1.12 ilustra o processo de decaimento beta.

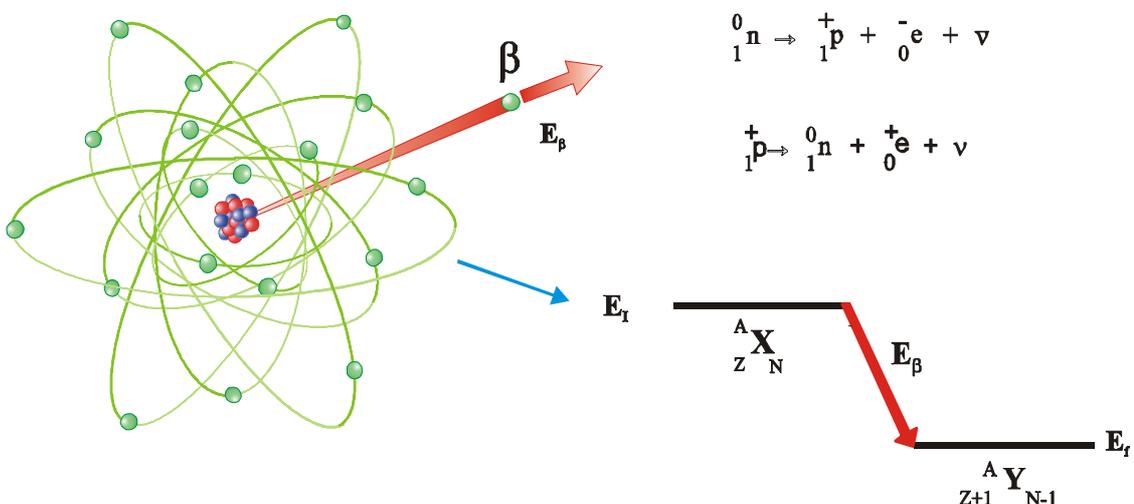


Figura 1.12 - Emissão β .

1.6.2.1. Emissão β^-

Quando um núcleo tem excesso de nêutrons em seu interior e, portanto, falta de prótons, o mecanismo de compensação ocorre através da transformação de um nêutron em um próton mais um elétron, que é emitido no processo de decaimento.

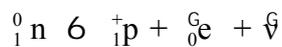
Nesse caso, o núcleo inicial transforma-se de uma configuração A_ZX em ${}^A_{Z+1}Y$ uma vez que a única alteração é o aumento de uma carga positiva no núcleo.

1.6.2.2. O neutrino ν e o anti-neutrino $\bar{\nu}$

A necessidade de conservação de energia e de paridade no sistema durante o processo de decaimento beta levou Pauli à formulação da hipótese da existência de uma partícula, que dividiria com o elétron emitido, a distribuição da energia liberada pelo núcleo no processo de decaimento. A teoria foi posteriormente confirmada, sendo verificada a presença do neutrino ν na emissão β^+ e do anti-neutrino $\bar{\nu}$ na emissão β^- . *O neutrino é uma partícula sem carga, de massa muito pequena em relação ao elétron, sendo, por esse motivo, de difícil detecção.*

1.6.2.3. Equação da transformação do nêutron na emissão β^-

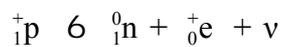
A transformação do nêutron em um próton pelo processo da emissão β^- pode ser representada por:



A energia cinética resultante da diferença de energia entre o estado inicial do núcleo ${}^A_Z\text{X}$ e o estado do núcleo resultante ${}^A_{Z+1}\text{Y}$ é distribuída entre o elétron e o anti-neutrino. Após o processo pode haver ainda excesso de energia, que é emitido na forma de radiação gama.

1.6.2.4. Emissão β^+

A emissão de radiação tipo β^+ provém da transformação de um próton em um nêutron, assim simbolizada:



O núcleo inicial ${}^A_Z\text{X}$ após a transformação do próton resulta em ${}^A_{Z-1}\text{Y}$.

O pósitron tem as mesmas propriedades de interação que o elétron negativo, somente que, após transferir sua energia cinética adicional ao meio material de interação, ele captura um elétron negativo, forma o positrônio, que posteriormente se aniquila, gerando duas radiações gama de energia 0,511 MeV cada, emitidas em sentidos contrários.

1.6.2.5. Distribuição de energia na emissão β

A energia da transição é bem definida, mas como ela é repartida entre elétron e o neutrino, a energia da radiação beta detectada terá um valor variando de 0 até um valor máximo, denominado de E_{max} . Assim, o espectro da radiação beta detectada será contínuo, iniciando com valor 0 e terminando em E_{max} como é mostrado na Figura 1.13.

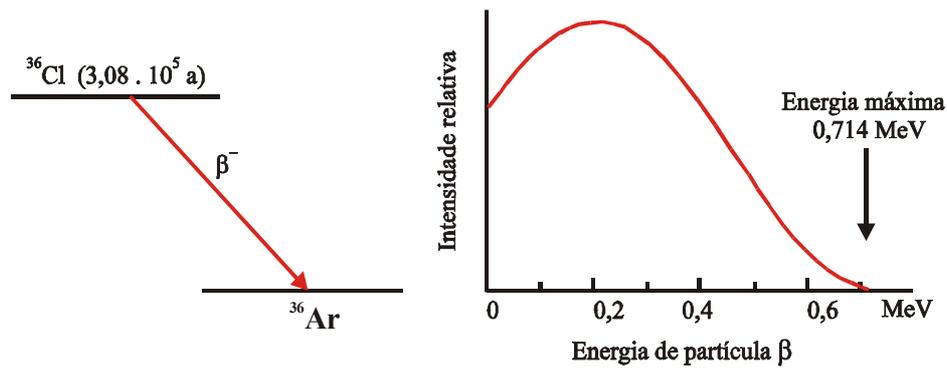


Figura 1.13 - Espectro de distribuição em energia de um processo de emissão β^- .

O espectro β^+ tem forma semelhante à do espectro β^- , porém um pouco distorcido para a direita, devido à repulsão da carga elétrica positiva concentrada no núcleo.

O espectro β^- detectado, difere um pouco do emitido, devido à atração elétrica do núcleo e repulsão dos elétrons atômicos, que o distorce para à esquerda, no sentido da região de baixa energia.

A energia de radiação beta é normalmente representada por seu valor máximo, embora uma melhor caracterização seja dada pelo seu valor médio e pela moda da distribuição.

1.6.2.6. Emissão de mais de uma radiação beta em um decaimento

No processo de decaimento, a busca do estado fundamental pode ocorrer por meio de processos alternativos, com probabilidades de ocorrência de acordo com o grau de “facilidade” ou de “dificuldade” para realizar a transformação. *A probabilidade de transição beta depende da diferença de energia e das características físicas (números quânticos) entre os estados inicial e final.* Para alguns núclídeos é possível ocorrer a transição beta diretamente para o estado fundamental do núcleo filho. São os denominados *emissores beta puros*. Na maioria dos casos, a transição beta gera o núcleo filho em estado excitado e o estado fundamental é atingido por meio de transições gama, conforme é ilustrado na figura 1.14. O espectro beta observado na medição de uma amostra constitui a soma dos espectros das diversas transições beta ocorridas e, a sua energia máxima corresponde à da transição de maior E_{max} .

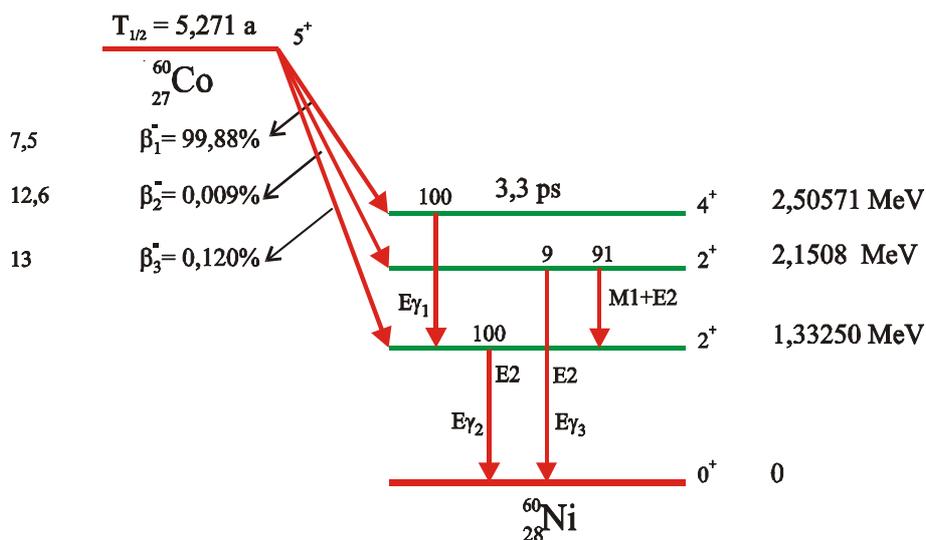


Figura 1.14 - Esquema de decaimento para caminhos alternativos de decaimento β .

1.6.2.7. Emissores β puros

Na maior parte dos casos, a emissão β ocorre deixando um excesso de energia no núcleo, que então, emite radiação gama para descartar o excesso de energia. Em alguns casos a transição β é suficiente para o núcleo alcançar o estado de energia fundamental. Nesse casos ocorre somente a emissão β e o nuclídeo emissor é denominado de emissor β puro. A tabela 1.3 traz exemplos de alguns desses nuclídeos.

Tabela 1.3 - Emissores beta puros

Nuclídeo	Meia-vida	Energia máxima (MeV)
^3H	$(12,34 \pm 0,02)$ a	0,01862
^{14}C	$(5\,370 \pm 40)$ a	0,1565
^{32}P	$(14,28 \pm 0,02)$ d	1,7104
^{33}P	$(25,56 \pm 0,07)$ d	0,2485
^{35}S	$(87,44 \pm 0,07)$ d	0,1675
^{36}Cl	$(3,01 \pm 0,03) \cdot 10^5$ a	0,7095
^{45}Ca	(163 ± 1) d	0,2569
^{63}Ni	$(100,1 \pm 2,0)$ a	0,0669
^{90}Sr	$(28,15 \pm 0,1)$ a	0,546
^{99}Tc	$(2,14 \pm 0,08) \cdot 10^5$ a	0,2936
^{147}Pm	$(2,6234 \pm 0,0004)$ a	0,2247
^{204}Tl	$(3,79 \pm 0,02)$ a	0,7634

1.6.2.8. Captura eletrônica, EC

Um processo que é geralmente estudado junto com o decaimento β é o processo de

captura eletrônica. Em alguns núcleos, a transformação do próton em nêutron ao invés de ocorrer por emissão de um pósitron, ela se processa pela neutralização de sua carga pela captura de um elétron orbital, das camadas mais próximas, assim representada (ver Figura 1.15):



Para núcleos de número atômico elevado, este tipo de transformação é bastante provável e compete com o processo de emissão β^+ .

Nesse caso não ocorre emissão de radiação nuclear, exceto a do neutrino. No entanto, a captura do elétron da camada interna da eletrosfera, cria uma vacância que, ao ser preenchida, provoca a emissão de raios X característicos.

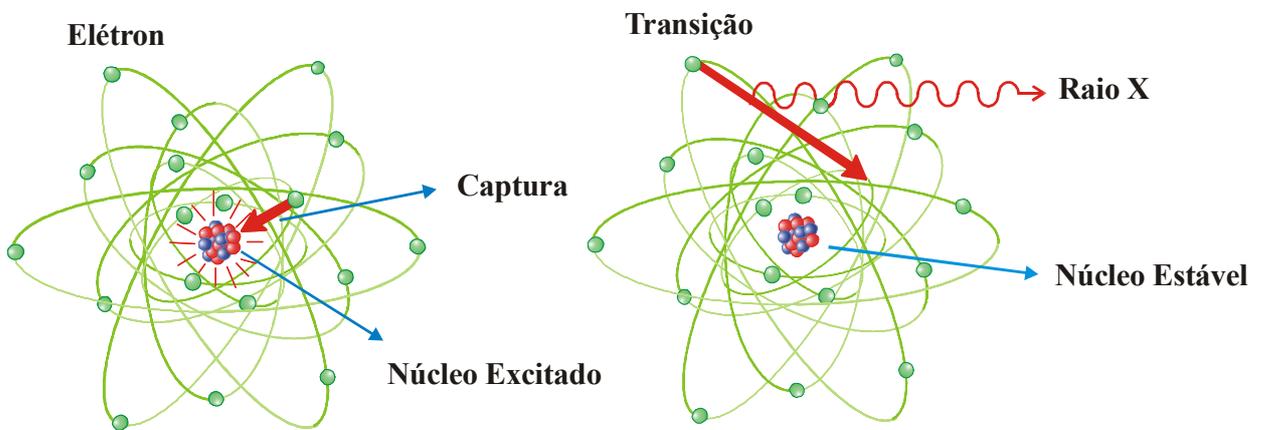


Figura 1.15 - Representação do processo de captura eletrônica e da emissão de raio X característico.

1.6.3. Radiação α

Quando o número de prótons e nêutrons é elevado, o núcleo pode se tornar instável devido à repulsão elétrica entre os prótons, que pode superar a força nuclear atrativa, de alcance restrito, da ordem do diâmetro nuclear. Nesses casos pode ocorrer a emissão pelo núcleo de partículas constituídas de 2 prótons e 2 nêutrons (núcleo de ${}^4\text{He}$), que permite o descarte de 2 cargas elétricas positivas (2 prótons) e 2 nêutrons, num total de 4 nucleons (ver Figura 1.16), e grande quantidade de energia. Em geral os núcleos alfa-emissores têm número atômico elevado e, para alguns deles, a emissão pode ocorrer espontaneamente.

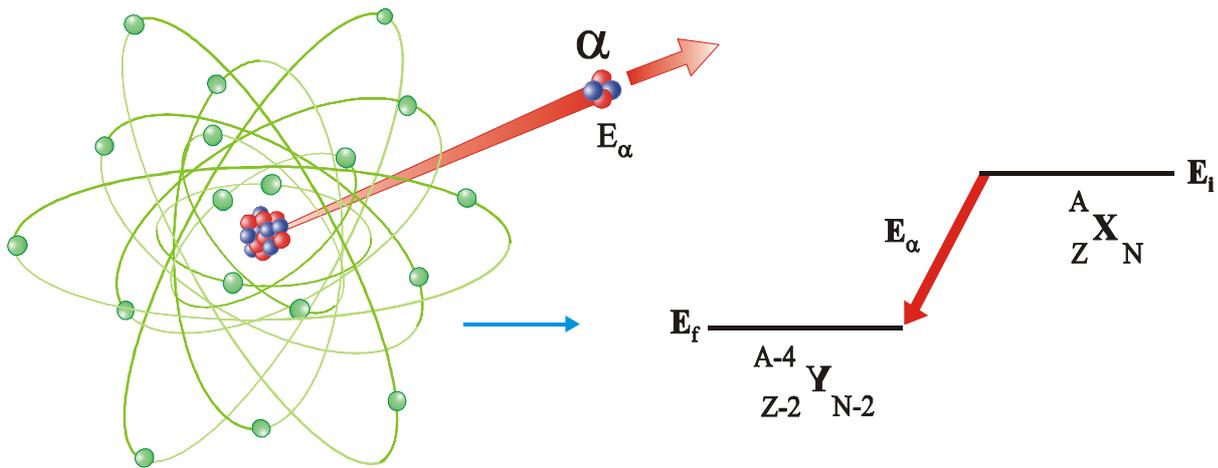
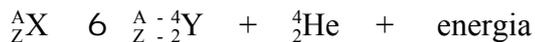


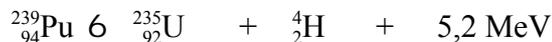
Figura 1.16 - Representação da emissão de uma partícula α por um núcleo.

1.6.3.1. Equação da transformação no decaimento alfa

As modificações nucleares após um decaimento alfa podem ser descritas como:



Assim, por exemplo,



1.6.3.2. Energia da radiação α

A emissão α representa transições com energias bem definidas e, portanto, com valores discretos (não contínuo). De modo semelhante ao decaimento beta, o processo de decaimento pode ocorrer por caminhos alternativos, emitindo partículas alfas com diferentes energias. O espectro da contagem das partículas em função da energia apresenta, então, vários picos, cada um correspondendo a uma transição alfa.

Sendo a energia de ligação da partícula α extremamente alta (28 MeV) quando comparada à dos nucleons (6 a 8 MeV) na maioria dos núcleos, pode-se entender a razão pela qual o núcleo excitado, com $A > 150$ não emite separadamente prótons e nêutrons por emissão espontânea.

Como a maior parte das partículas α são emitidas com energia entre 3 e 7 MeV, a sua velocidade é da ordem de um décimo da velocidade da luz. Obs.: a energia da partícula α chega a 11,65 MeV no ${}^{212}\text{Po}$.

Na Tabela 1.4 estão relacionadas as energias das radiações alfa emitidas por alguns radionuclídeos, muito deles escolhidos como padrões para calibração de sistemas de detecção.

Tabela 1.4 - Radionuclídeos alfa emissores, com energias bem conhecidas, utilizados como padrões para calibração de detectores.

Fonte	Meia-vida	Energia cinética (MeV)		Intensidade Relativa (%)
		Energia	Incerteza	
¹⁴⁸ Gd	93 a	3,1828	± 0,000024	100
²³² Th	(1,405 ± 0,006)·10 ¹⁰ a	4,013	± 0,005	77
		3,954	± 0,008	23
		4,196	± 0,004	77
²³⁸ U	(4,47 ± 0,02)·10 ⁹ a	4,147	± 0,005	23
		4,599	± 0,002	5
²³⁵ U	(7,037 ± 0,007)·10 ⁸ a	4,4	± 0,002	55
		4,556	± 0,002	4,2
		4,365	± 0,002	17
		4,218	± 0,002	5,7
		4,6875	± 0,0015	763
²³⁰ Th	(7,54 ± 0,03)·10 ⁴ a	4,621	± 0,0015	234
		5,1558	± 0,0007	73
²³⁹ Pu	(2,411 ± 0,003)·10 ⁴ a	5,1431	± 0,0008	15,1
		5,1051	± 0,0008	11,7
		5,4856	± 0,00012	85,2
²⁴¹ Am	432,7 ± 0,5 a	5,4429	± 0,00013	12,8
		5,30438	± 0,00007	99,99
²¹⁰ Po	138,4 ± 0,2 d	6,1128	± 0,00008	74
²⁴² Cm	162,8 ± 0,2 d	6,0694	± 0,00012	25

1.6.4. Emissão gama

Quando um núcleo decai por emissão de radiação alfa ou beta, geralmente o núcleo residual tem seus nucleons fora da configuração de equilíbrio, ou seja, estão alocados em estados excitados. Assim para atingir o estado fundamental, emitem a *energia excedente sob a forma de radiação eletromagnética, denominada radiação gama (γ)*, conforme é ilustrado na Figura 1.17.

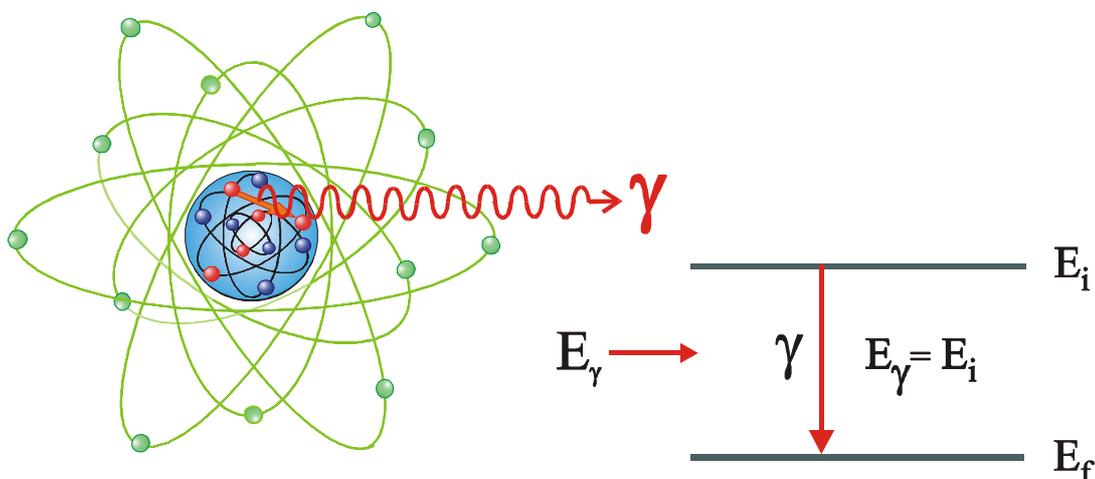


Figura 1.17 - Representação da emissão da radiação gama pelo núcleo.

1.6.4.1. Energia da Radiação Gama

A energia da radiação gama é bem definida e depende somente dos valores inicial e final de energia dos orbitais envolvidos na transição, ou seja:

$$E_{\gamma} = E_i - E_f = h \cdot \nu$$

onde:

$$h = \text{constante de Planck} = 6,6252 \cdot 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s};$$

ν = frequência da radiação.

Assim, por exemplo, as energias das radiações gama emitidas pelo ^{60}Ni , formado pelo decaimento beta do ^{60}Co , são:

$$E_{\gamma 1} = 2,50571 - 1,33250 = 1,17321 \text{ MeV}$$

$$E_{\gamma 2} = 1,33250 - 0 = 1,33250 \text{ MeV}$$

$$E_{\gamma 3} = 2,1588 - 0 = 2,1588 \text{ MeV}$$

1.6.4.2. Intensidade relativa de emissão I_{γ} ("branching ratio")

Um estado excitado, conforme sua energia, momento angular e paridade, pode realizar uma ou mais transições para os estados excitados de menor energia, ou para o estado fundamental.

Quanto mais semelhantes as características dos estados envolvidos, mais provável será a transição. Como a soma das probabilidades de transição é 1, o percentual de emissão de cada radiação gama é diretamente proporcional à probabilidade de transição envolvida.

Assim, por exemplo, para a transição de 1,17321 MeV do ^{60}Ni , a intensidade relativa será:

$$I_{\gamma} = I_{\beta 1} \times I_{\gamma 1} = 0,9988 \times 1,00 = 0,9988 \text{ (99,88\%)}$$

Para a transição de 1,33250 MeV será: 99,88% + 0,12% = 100%.

Para a transição de 2,1508 MeV o valor (desprezível) será = 0,0081%

1.6.4.3. Valores de referência para as energias das radiações γ

Na Tabela 1.5 são apresentados os principais radionuclídeos, cujas energias e intensidades relativas das radiações gama são bem estabelecidas e, assim, muitas vezes utilizados como fontes de calibração de detectores e obtenção de suas curvas de eficiência de detecção. Na Tabela 1.5, $I_{\text{abs}(\%)}$ é o percentual de decaimento absoluto para cada radiação gama, e o termo entre parênteses é o seu desvio padrão.

Tabela 1.5 - Valores das energias das radiações gama de alguns radionuclídeos

Nuclídeo	T _{1/2}	E _γ (keV)	I _{abs} (%)	Nuclídeo	T _{1/2}	E _γ (keV)	I _{abs} (%)		
⁷ Be	(53,20 ± 0,15) d	477,61	10,32	⁹⁹ Mo - ^{99m} Tc	(2,7471 ± 0,0008) d	140,47	4,95		
²² Na	(2,602 ± 0,001) a	511,00	180,7			181,06	6,03		
		1.274,54	99,4			366,42	1,22		
²⁴ Na	(14,960 ± 0,006) h	1.368,63	99,994			^{108m} Ag	(2,37 ± 0,01) min	739,50	12,31
		2.754,03	99,876	777,92	4,33				
⁴⁰ K	(1,26 ± 0,02) . 10 ⁹ a	1.460,81	10,67	^{110m} Ag	(249,8 ± 0,1) d	433,93	90,50		
⁴⁶ Sc	(83,81 ± 0,01) d	889,28	99,984			614,37	89,80		
		1.120,55	99,987	722,95	90,88				
⁵¹ Cr	(27,703 ± 0,004) d	320,08	9,85	^{110m} Ag	(249,8 ± 0,1) d	446,80	3,64		
		834,84	99,975			620,35	2,77		
⁵⁴ Mn	(312,2 ± 0,1) d	1.099,25	56,1	^{110m} Ag	(249,8 ± 0,1) d	657,75	94,65		
		1.291,60	43,6			677,61	10,68		
⁵⁹ Fe	(2,68 ± 0,02) a	511,00	39,34	^{110m} Ag	(249,8 ± 0,1) d	686,99	6,47		
		846,75	99,93			706,67	16,6		
⁵⁶ Co	(77,12 ± 0,10) d	977,42	1,44	^{110m} Ag	(249,8 ± 0,1) d	744,26	4,64		
		1.037,82	12,11			763,93	22,4		
		1.175,09	2,27			818,02	7,3		
		1.238,26	66,7			884,67	73,4		
		1.360,21	4,27			937,48	34,6		
		1.771,40	15,50			1.384,27	24,7		
		2.015,35	3,02			1.475,76	3,97		
		2.034,91	7,88			1.505,00	13,6		
		2.598,55	17,20			1.562,27	1,18		
		3.009,67	1,13			¹²³ I	(13,21 ± 0,03) h	158,97	83,4
		3.202,24	3,24						
3.253,52	7,98	¹²⁵ I	(59,90 ± 0,11) d	35,49	6,55				
3.273,20	1,89								
⁵⁷ Co	(271,77 ± 0,10) d	122,06	85,59	¹³¹ I	(8,021 ± 0,001) d	284,3	6,20		
		136,47	10,58			364,48	81,6		
⁶⁰ Co	(5,271 ± 0,001) a	1.173,24	99,90	¹³¹ I	(8,021 ± 0,001) d	636,97	7,12		
		1.332,50	99,982			722,89	1,78		
⁶⁵ Zn	(243,9 ± 0,2) d	511,00	2,84	¹²⁴ Sb	(60,20 ± 0,03) d	602,72	97,83		
						1.115,55	50,20	645,82	7,44
						898,04	94,2	709,31	1,368
								1.836,06	99,24
⁸⁸ Y	(106,62 ± 0,02) d	898,04	94,2	¹²⁴ Sb	(60,20 ± 0,03) d	722,78	10,78		
						1.691,02	47,52	968,25	1,877
								2.091,0	5,47
⁹⁵ Zr	(63,98 ± 0,06) d	724,20	44,0	¹²⁴ Sb	(60,20 ± 0,03) d	1.045,24	1,824		
		756,73	54,3			1.258,15	1,23		

Tabela 1.5 (cont.) - Valores das energias das radiações gama de alguns radionuclídeos

Nuclídeo	T _{1/2}	E _γ (keV)	I _{abs} (%)	Nuclídeo	T _{1/2}	E _γ (keV)	I _{abs} (%)				
¹³⁴ Cs	(2,066 ± 0,001) a	475,34	1,51	¹⁸² Ta	(114,43 ± 0,03) d	67,7	46,31				
		563,23	8,34			100,11	14,23				
		569,32	15,38			152,43	6,95				
		604,69	97,6			179,39	3,09				
		795,84	85,4			229,32	3,64				
		801,93	8,6			1.121,28	35,30				
		1.038,55	1,0			1.189,04	16,44				
		1.167,92	1,8			1.221,42	27,17				
		1.365,16	3,02			1.230,87	11,58				
¹³⁷ Cs	(30,15 ± 0,02) a	661,660	85,0	¹⁷⁰ Tm	(127,1 ± 0,9) d	84,26	3,3				
¹⁴⁴ Ce	(285,0 ± 0,2) d	696,510	1,3	¹⁹² Ir	(73,83 ± 0,07) d	205,80	3,33				
						295,96	28,60				
						308,46	29,80				
¹⁵² Eu	(13,53 ± 0,03) a	121,78	28,37	^{198g} Au	(2,695 ± 0,001) d	411,80	95,47				
		244,69	7,51			²⁰³ Hg	(46,585 ± 0,008) d	279,20	81,30		
		344,27	26,58					²⁰⁷ Bi	(32,8 ± 0,6) a	569,70	97,7
		411,11	2,234							1.063,66	74,08
		443,91	2,80			1.460,0	1,61				
		686,0	1,70	1.770,24	6,87						
		778,89	12,96	²²⁶ Ra	(1600 ± 7) a	186,21	3,51				
		867,39	4,21			²⁴¹ Am	(432,7 ± 0,5) a	26,35	2,4		
		964,12	14,62					59,54	36,0		
		1.085,78	10,16								
		1.089,70	1,710								
		1.112,02	13,56								
		1.212,95	1,397								
		1.299,12	1,626								
		1.407,95	20,85								

1.6.5. Intensidade relativa das radiações e atividade total

Nas transformações que ocorrem dentro do núcleo, para se atingir a uma configuração mais estável ou organizada, radiações sob a forma de partículas e ondas eletromagnéticas são emitidas, com intensidades que dependem de suas probabilidades de emissão. *Se os valores destas probabilidades de emissão são conhecidos, é possível determinar a atividade total da amostra*, medindo-se a intensidade de emissão de somente uma única radiação.

Assim, por exemplo, no esquema de decaimento mostrado na Figura 1.18, o radionuclídeo X decai por emissão beta com as probabilidades:

$$p\beta_1 = 20\% \text{ para o estado excitado de energia } E_1$$

$$p\beta_2 = 30\% \text{ para o estado excitado de energia } E_2$$

$$p\beta_3 = 50\% \text{ para o estado fundamental de energia } E_0$$

Os estados excitados de energias E_1 e E_2 decaem para o estado fundamental emitindo 3

radiações gama, γ_1 , γ_2 e γ_3 , conforme mostra a Figura 1.18. As probabilidades de desexcitação do estado E_1 são de 80% para γ_1 e 20% para γ_2 . A probabilidade de desexcitação do estado E_2 é de 100% para E_0 , com γ_3 .

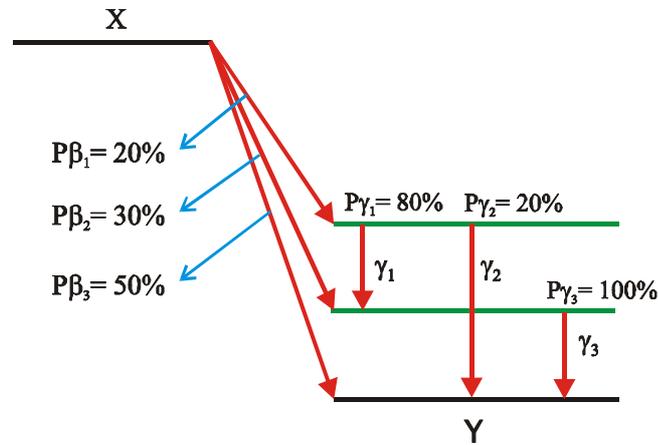


Figura 1.18 - Esquema de decaimento do radionuclídeo X, indicando os valores das probabilidades de emissão das radiações beta e gama.

Assim, a intensidade relativa da radiação γ_3 é obtida por,

$$I_{\gamma_3} = (p\beta_1 \cdot p\gamma_1) + (p\beta_2 \cdot p\gamma_3) = (0,20 \cdot 0,80) + (0,30 \cdot 1,00) = 0,46$$

Desta forma, o número de radiações γ_3 emitidas, representa 46% das radiações resultantes da atividade total de X na amostra. Isto significa que, de 100 transformações nucleares em X, são emitidas 46 radiações γ_3 . Se ϵ_3 for o valor da eficiência do detector para a energia da radiação γ_3 , e se a amostra estiver sendo contada durante um intervalo de tempo Δt , a atividade de X na amostra será:

$$A = \text{cps}/(I_{\gamma_3} \cdot \epsilon_3 \cdot \Delta t)$$

1.6.6. Atividade e decaimento de uma mistura de radionuclídeos

Uma mistura de radionuclídeos com atividades $A_1, A_2, A_3, \dots, A_n$ com respectivas constantes de decaimento $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \dots, \lambda_n$ terá como atividade total A_T , num certo instante t_0 :

$$A_T = \sum_i A_i \quad \text{com } i = 1, 2, 3, \dots, n$$

Após tempo t , a atividade da mistura será:

$$A(t) = \sum_i A_i \cdot e^{-\lambda_i t} \quad \text{com } i = 1, n$$

1.6.7. Esquema de decaimento de um radionuclídeo

A representação gráfica de todas as transições e estados excitados do núcleo, com os

valores dos parâmetros que os caracterizam, constitui o Esquema de Decaimento do Radionuclídeo.

A Figura 1.19 mostra o esquema de decaimento do ^{60}Co , onde estão definidos os valores da meia-vida do ^{60}Co , as energias dos estados excitados, as transições beta, as transições gama, as meias-vidas dos estados excitados e as intensidades relativas de cada radiação emitida.

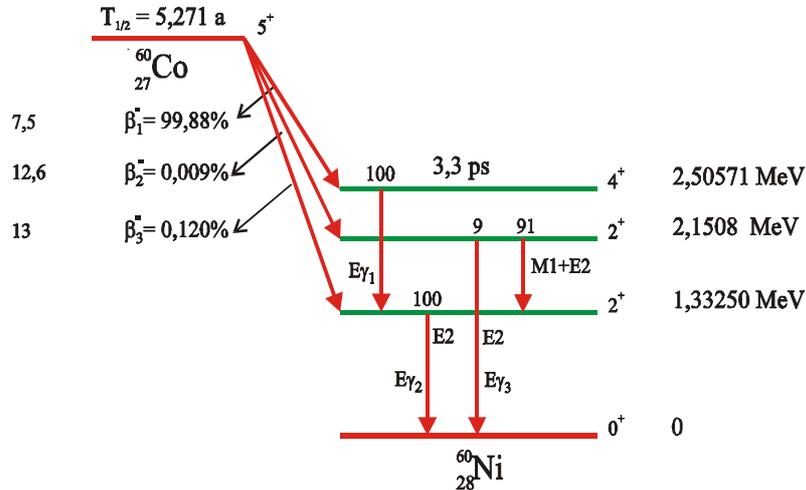


Figura 1.19 - Esquema de decaimento do ^{60}Co .

1.7. INTERAÇÕES EM PROCESSOS DE DECAIMENTO

1.7.1. Raios X Característicos

Quando ocorre a captura eletrônica (EC) ou outro processo que retire elétrons da eletrosfera do átomo, a vacância originada pelo elétron é imediatamente preenchida por algum elétron de orbitais superiores. Ao passar de um estado menos ligado para outro mais ligado (por estar mais interno na estrutura eletrônica), o excesso de energia do elétron é liberado por meio de uma radiação eletromagnética, 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, por transição, serem monoenergéticos e revelarem detalhes da estrutura eletrônica do elemento químico e, assim, sua energia e intensidade relativa permitem a identificação do elemento de origem.

Os raios X característicos são portanto dependentes dos níveis de energia da eletrosfera e, dessa forma, seu espectro de distribuição em energia é discreto.

Como a emissão de raios X característicos é um fenômeno que ocorre com energia da ordem da energia de ligação dos diversos níveis da eletrosfera, as energias de emissão dos raios X característicos variam de alguns eV a dezenas de keV.

1.7.2. Elétrons Auger

Num átomo excitado em sua eletrosfera, o excesso de energia, ao invés de ser liberado pela emissão de raios X característicos, pode ser transferido diretamente para um elétron de uma

camada mais externa. O processo pode ser entendido como se, ao ser emitido, o raio X característico virtual colidisse com elétrons do próprio elemento, retirando-os por efeito fotoelétrico. Estes elétrons são denominados de elétrons Auger. Tais elétrons podem ser também emitidos no re-arranjo dos elétrons nas camadas mais externas do átomo, quando da ocorrência de uma transição com raio X característico.

Da mesma forma que os raios X característicos, os elétrons Auger são dependentes dos níveis de energia da eletrosfera e portanto seu espectro de distribuição em energia é discreto. Como sua energia de emissão é igual à energia do raio X característico, do qual é concorrente, menos a energia de ligação do nível do elétron emitido, seu valor é um pouco menor, ou seja, é também da ordem de alguns eV a dezenas de keV . Para nuclídeos com $Z < 80$, a energia destes elétrons é em torno de 56 keV .

Nota: A emissão de elétrons Auger permite observar, por outra via, a ocorrência do processo de captura eletrônica.

1.7.3. Conversão interna

O processo de conversão interna compete com a emissão de radiação gama e consiste na transferência da energia de excitação nuclear para elétrons das primeiras camadas (K e L), por meio da interação coulombiana, retirando-os dos orbitais. Estes elétrons são denominados de elétrons de conversão, são monoenergéticos e permitem identificar o elemento químico. Devido à vacância deixada pelo elétron, ocorrerá subsequentemente a emissão de raios X característico. Assim, no espectro de radiações observa-se a presença de picos de contagem correspondentes aos elétrons de conversão, raios X característicos e radiação gama.

A energia dos elétrons emitidos pelo processo de conversão interna é igual à energia da radiação gama, concorrente, menos a energia de ligação do elétron ao átomo. Varia portanto de dezenas de keV a alguns MeV . Seu espectro de distribuição de energia é discreto.

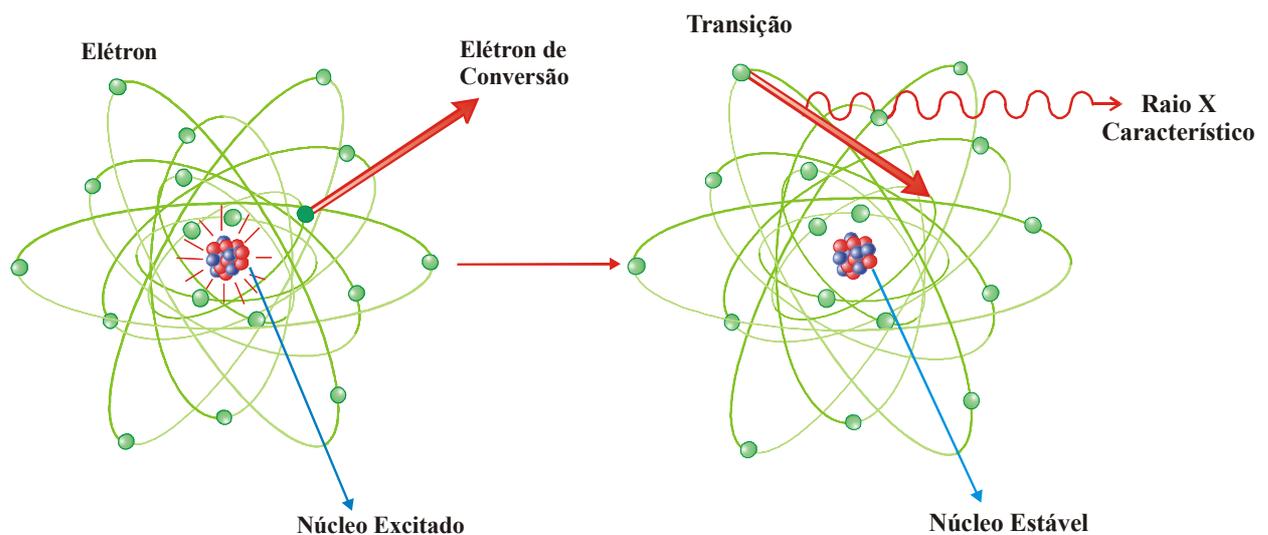


Figura 1.20 - Representação do processo de conversão interna.

1.8. RADIAÇÃO PRODUZIDA PELA INTERAÇÃO DE RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Ao interagir com a matéria, a radiação incidente pode também transformar total ou parcialmente sua energia em outro tipo de radiação. Isso ocorre na geração dos raios X de freamento, na produção de pares e na radiação de aniquilação.

1.8.1. Radiação de Freamento ("Bremsstrahlung")

Quando partículas carregadas, principalmente elétrons, interagem com o campo elétrico de núcleos de número atômico elevado ou com a eletrosfera, elas reduzem a energia cinética, mudam de direção e emitem a diferença de energia sob a forma de ondas eletromagnéticas, denominadas de raios X de freamento ou "bremsstrahlung".

A energia dos raios X de freamento depende fundamentalmente da energia da partícula incidente. Os raios X gerados para uso médico e industrial não passam dos 500 keV, embora possam ser obtidos em laboratório raios X até com centenas de MeV. Como o processo depende da energia e da intensidade de interação da partícula incidente com o núcleo e de seu ângulo de "saída", a energia da radiação produzida pode variar de zero a um valor máximo, sendo contínuo seu espectro em energia.

Nota: Na produção de raios X são produzidos também raios X característicos referentes ao material com o qual a radiação está interagindo. Esses raios X característicos somam-se ao espectro de raios X de freamento e aparecem com picos destacados nesse espectro, conforme mostra a Figura 1.21 (espectro de raios X de freamento com raios X característicos).

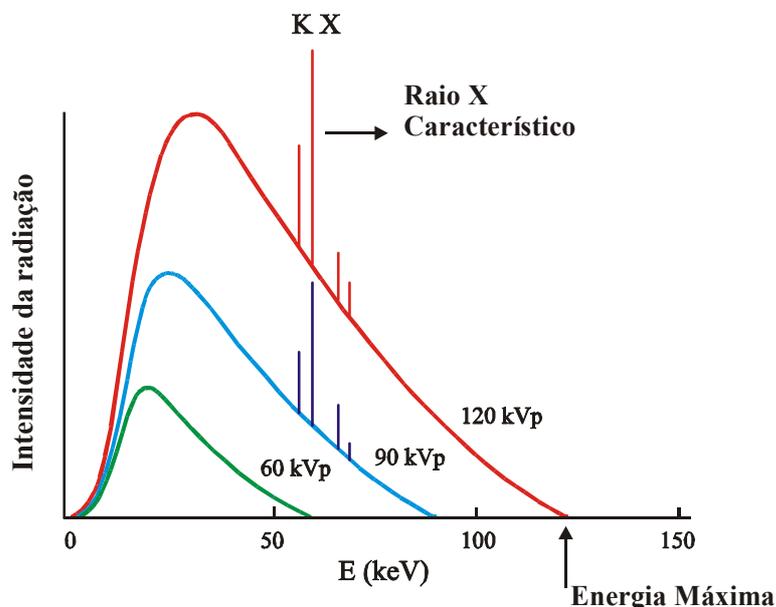
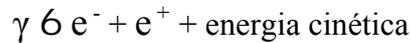


Figura 1.21 - Espectro de raios X de freamento com raios X característicos para voltagem de pico de 60, 90 e 120 kV.

1.8.2. Produção de pares

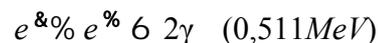
Quando fótons de energia superior a 1,022 MeV passam perto de núcleos de elevado número atômico, ao interagir com o forte campo elétrico nuclear, a radiação desaparece e dá origem a um par elétron-pósitron ($2m_e c^2 = 1,022 \text{ MeV}$), por meio da reação:



A energia cinética do elétron e do pósitron criados é igual à energia do fóton incidente menos 1,022 MeV necessários para a criação das partículas. A distribuição dessa energia entre as duas partículas não tem predominância, variando de 20 a 80% da energia disponível. O espectro de distribuição de energia das partículas formadas é, portanto, contínuo, variando entre essas duas faixas.

1.8.3. Radiação de aniquilação

Quando um pósitron, após perder sua energia cinética, interage com um elétron, a matéria é toda transformada em energia, sendo emitidos dois fótons, em sentidos opostos, com energia de 0,511 MeV ($2 \times 0,511 \text{ MeV} = 2m_e c^2$). Seu espectro de distribuição de energia é portanto discreto.



Essa radiação é denominada também de radiação gama, embora não seja de origem nuclear.

Tabela 1.6 - Características das radiações em função de sua origem

TIPO	DESIGNAÇÃO	EVENTO GERADOR	ENERGIA	
			valores	distribuição
fóton	raios X característicos	desexcitação da eletrosfera, alterada por captura eletrônica	eV a dezenas de keV	discreta
		desexcitação da eletrosfera, alterada por interação com partículas carregadas externas		
		desexcitação da eletrosfera, alterada por conversão interna		
		desexcitação da eletrosfera, alterada por interação com fótons externos		
	raios X de freamento	interação de elétron externo com campo eletromagnético nuclear ou eletrônico	eV a centenas de MeV	contínua
	raios gama	desexcitação nuclear	keV a MeV	discreta
aniquilação de pósitron em interação com elétron		0,511 MeV	discreta	
elétron	foto-elétron	elétron arrancado da camada eletrônica por interação com fóton, com transmissão total de energia	keV a MeV	discreta (hv-B)
	elétron-Compton	elétron arrancado da camada eletrônica por interação com fóton, com transmissão parcial de energia	keV a MeV	contínua
	radiação β^-	decaimento em núcleo instável por excesso de nêutrons.	keV a MeV	contínua
	elétron de conversão	transmissão de energia de excitação nuclear diretamente para a camada eletrônica; concorre com emissão gama.	dezenas de keV a MeV	discreta ($E_\gamma - B$)
	elétron Auger	desexcitação da eletrosfera por transmissão de energia a elétrons mais externos (menos ligados); concorre com raios-X característicos.	eV a dezenas de keV	discreta
	raios δ	elétrons arrancados da eletrosfera de átomos por interação com partículas carregadas com os átomos.	eV a MeV	contínua
	elétron de formação de par	transformação de energia em matéria por interação de um fóton de alta energia (>1,022 MeV) com o campo eletromagnético do núcleo.	eV a MeV	contínua
pósitron	radiação β^+	decaimento em núcleo instável por excesso de prótons	eV a MeV	contínua
	pósitron de formação de par	transformação de energia em matéria por interação de um fóton de alta energia (>1,022 MeV) com o campo eletromagnético do núcleo	eV a MeV	contínua
partícula α	radiação α	decaimento em núcleos pesados instáveis	MeV	discreta
nêutrons	nêutrons	fissão espontânea	MeV (pode ser moderado a eV)	contínua
		reações nucleares		
núcleos leves e médios	fragmentos de fissão	fissão espontânea	dezenas de MeV a centena de MeV	contínua
		reações nucleares		

CAPÍTULO 2

FONTES NATURAIS E ARTIFICIAIS DE RADIAÇÃO IONIZANTE

2.1. FONTES NATURAIS

2.1.1. Origem dos elementos químicos

As teorias sobre a origem dos elementos químicos no Universo e na Terra indicam as estrelas como os locais onde se desenvolvem os processos de síntese. As estrelas, compostas inicialmente de hidrogênio, nos diversos estágios de sua evolução, conseguem formar muitos elementos químicos por meio de reações nucleares de fusão, induzidas por temperaturas na faixa de 10^7 a 10^{10} K provocadas por contrações gravitacionais de suas massas e pela energia liberada nas reações. O conteúdo e a massa da estrela estabelecem o caminho de sua evolução. A produção em larga escala de elementos químicos ocorre na fase de “explosão de supernova”, que algumas estrelas atingem, se suas massas forem 4 a 8 vezes maiores que a massa do Sol. Neste evento catastrófico, de duração média de 2 segundos, é sintetizada a maioria dos núcleos conhecidos.

Os núcleos sintetizados são dispersos no espaço sideral, após a explosão, e acabam se incorporando ou depositando em planetas, asteróides, proto-estrelas e estrelas, por atração gravitacional. A abundância cósmica destes elementos difere bastante da abundância deles na crosta de um planeta, pois muitos elementos não conseguem ser retidos pelo seu campo gravitacional. Por exemplo, no caso da Terra, a força da gravidade não consegue superar o movimento de expansão dos elementos gasosos, de pequena massa atômica provocado pela temperatura.

A abundância relativa dos elementos químicos no sistema solar e na crosta terrestre constitui constante tema de pesquisa da astrofísica e geoquímica. Com base na concentração de elementos nos condritos carbonáceos e nas estrelas novas, pode-se inferir a abundância relativa no sistema solar. Para a crosta terrestre as estimativas foram baseadas na concentração dos elementos nos meteoritos e em sequências teóricas de condensação de gases nebulosos. Devido ao uso de métodos de medição indireta, tais estimativas contém muitas incertezas em seus valores.

A Figura 2.1 mostra os valores médios das concentrações dos elementos químicos componentes da crosta terrestre em função do número atômico Z . Observando os valores das concentrações percebe-se que eles apresentam uma correlação direta com o valor da energia de ligação dos nucleons. As espécies mais abundantes são as que apresentam camadas fechadas de número de prótons Z e de nêutrons N .

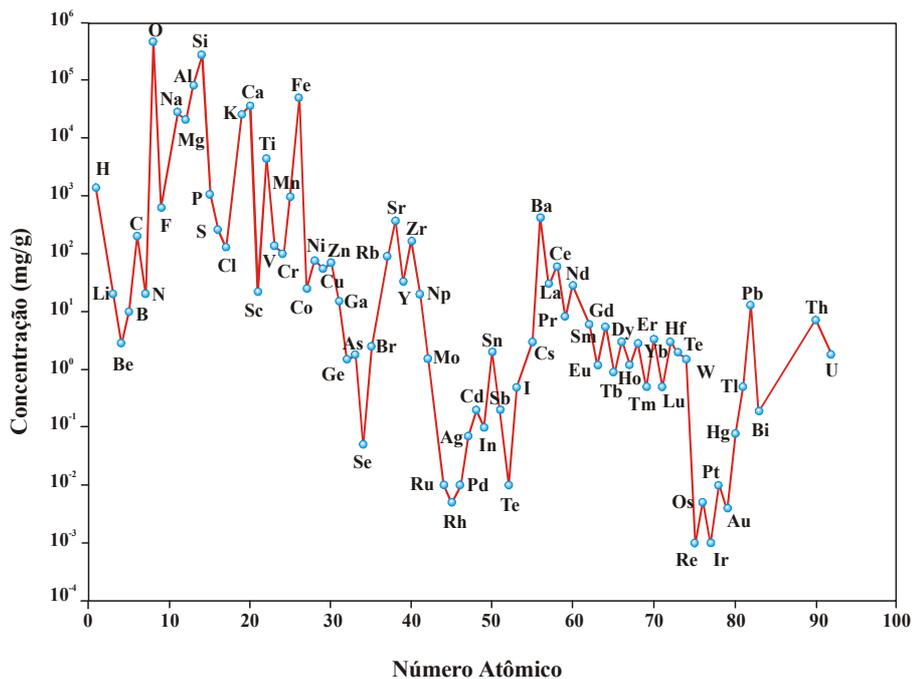


Figura 2.1 - Concentração média dos elementos químicos componentes da crosta terrestre.

2.1.2. Composição química do homem referência

Em muitos estudos associados à radioproteção, é preciso conhecer a composição química do corpo humano, devido ao fato das interações das radiações ionizantes com tecidos e órgãos ocorrerem, de fato, com os seus átomos componentes. Por isso é necessário escolher um “homem referência” para evitar escolhas arbitrárias de sua composição. Na Tabela 2.1 é apresentada a composição do Homem Referência em termos de massa e percentual de cada elemento químico. Nela se observa a predominância dos elementos mais abundantes na crosta terrestre e que possuem número atômico Z pequeno.

Em estudos envolvendo simulações, por métodos computacionais, da interação com o organismo humano, utiliza-se uma composição simplificada do corpo ou do tecido humano, conforme os seus objetivos. Por exemplo, para estimativas de dose em pacientes submetidos à radioterapia, a água apresenta resultados de interação com a radiação gama e X muito semelhantes aos obtidos com o tecido humano. Assim, para cada tipo de estudo, pode haver um material “tecido equivalente”. A Tabela 2.2. mostra alguns exemplos.

Tabela 2.1 - Composição química do Homem Referência, que possui massa total de 70 kg e densidade de 1,025 g/cm³.

ELEMENTO QUÍMICO	QUANTIDADE (g)	PERCENTUAL EM MASSA
01. Oxigênio	43 000	61
02. Carbono	16 000	23
03. Hidrogênio	7 000	10
04. Nitrogênio	1 800	2,6
05. Cálcio	1 000	1,4
06. Fósforo	780	1,1
07. Enxofre	140	0,20
08. Potássio	140	0,20
09. Sódio	100	0,14
10. Cloro	95	0,12
11. Magnésio	19	0,027
12. Silício	18	0,026
13. Ferro	4,2	0,006
14. Flúor	2,6	0,0037
15. Zinco	2,3	0,0033
16. Rubídio	0,32	0,00046
17. Estrôncio	0,32	0,00046
18. Bromo	0,20	0,00029
19. Chumbo	0,12	0,00017
20. Cobre	0,072	0,00010
21. Alumínio	0,061	0,00009
22. Cádmi	0,050	0,00007
23. Boro	0,048	0,00007
24. Bário	0,022	0,00003
25. Prata	0,017	0,00002
26. Manganês	0,012	0,00002
27. Iodo	0,013	0,00002
28. Níquel	0,010	0,00001
29. Ouro	0,010	0,00001
30. Molibdênio	0,0093	0,00001
31. Cromo	0,0018	0,000003
32. Césio, Cobalto, Urânio, Berílio, Rádio	0,0015 < 0,0015	0,000002 < 0,000002

Tabela 2.2 - Composição química de materiais tecido-equivalentes e do músculo utilizada em Radioproteção, para cálculos por simulação, utilizando Métodos de Monte Carlo e para teste de equipamentos de medição.

ELEMENTO QUÍMICO	MÚSCULO (ICRP 1962) (%)	TECIDO EQUIVALENTE (DOSE EXTERNA) (%)	TECIDO EQUIVALENTE (DOSE INTERNA) (%)
Hidrogênio	10,2	10	10
Carbono	12,3	14,9	18
Nitrogênio	3,5	3,49	3
Oxigênio	72,9	71,4	65
Sódio	0,08	0,15	0,15
Magnésio	0,02	-	0,05
Fósforo	0,2	-	1
Enxofre	0,5	-	0,25
Cloro	-	0,1	0,15
Potássio	0,3	-	0,20
Cálcio	0,007	-	1

2.1.3. Os elementos radioativos naturais

Devido ao processo de captura rápida de nêutrons durante o processo de explosão da supernova, a maioria dos núcleos dos elementos químicos sintetizados são instáveis. Num intervalo pequeno de tempo muitos deles se tornam estáveis ao emitir radiações, por terem a meia-vida muito pequena. Os nuclídeos de meia-vida longa, podem compor, juntamente com os estáveis, os objetos cósmicos e a crosta terrestre, por mecanismo de acumulação gradual. O ^{40}K , o ^{238}U e ^{232}Th contribuem, juntamente com os radionuclídeos originados pelo seus decaimentos (ver Famílias Radioativas) e os cosmogênicos, para a radioatividade natural da crosta terrestre.

O urânio consiste de 2 isótopos: 99,28% de ^{238}U e 0,7% de ^{235}U . A meia-vida do ^{238}U é de $4,67 \cdot 10^9$ anos e a do ^{235}U de $7.1 \cdot 10^8$ anos. Existem estudos mostrando que, há cerca de 5 bilhões de anos, as quantidades de ^{238}U e ^{235}U deveriam ter sido iguais, indicando que esses elementos foram formados entre 4 e $6 \cdot 10^9$ anos, que é a idade estimada de formação dos elementos na Terra e do sistema solar.

2.1.4. As famílias radioativas

Na busca incessante do equilíbrio nuclear, o ^{238}U emite radiações alfa e se transforma no ^{234}Th que, sendo radioativo, emite radiações beta formando um novo elemento radioativo o ^{234}Pa , que decai no ^{234}U . Este processo continua por várias etapas, cujo núcleo formado é melhor

organizado que o anterior mas *possui imperfeições* que necessitam ser *corrigidas por emissão de radiação*. Isto forma uma *família ou série de elementos radioativos*, a partir do núcleo-pai ^{238}U , terminando no isótopo ^{206}Pb , estável. Isto ocorre também com o ^{232}Th , que termina no ^{208}Pb , conforme mostram as Figuras 2.2. e 2.3.

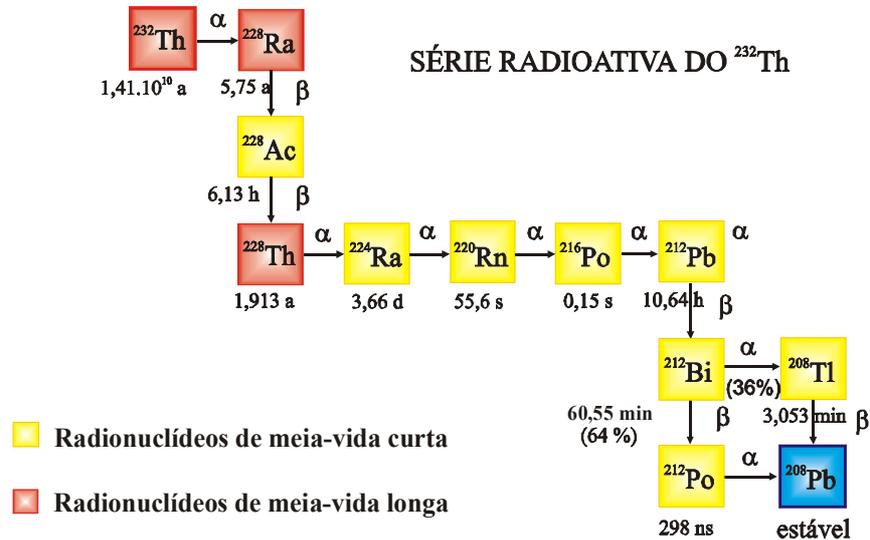


Figura 2.2 - Série radioativa do ^{232}Th .

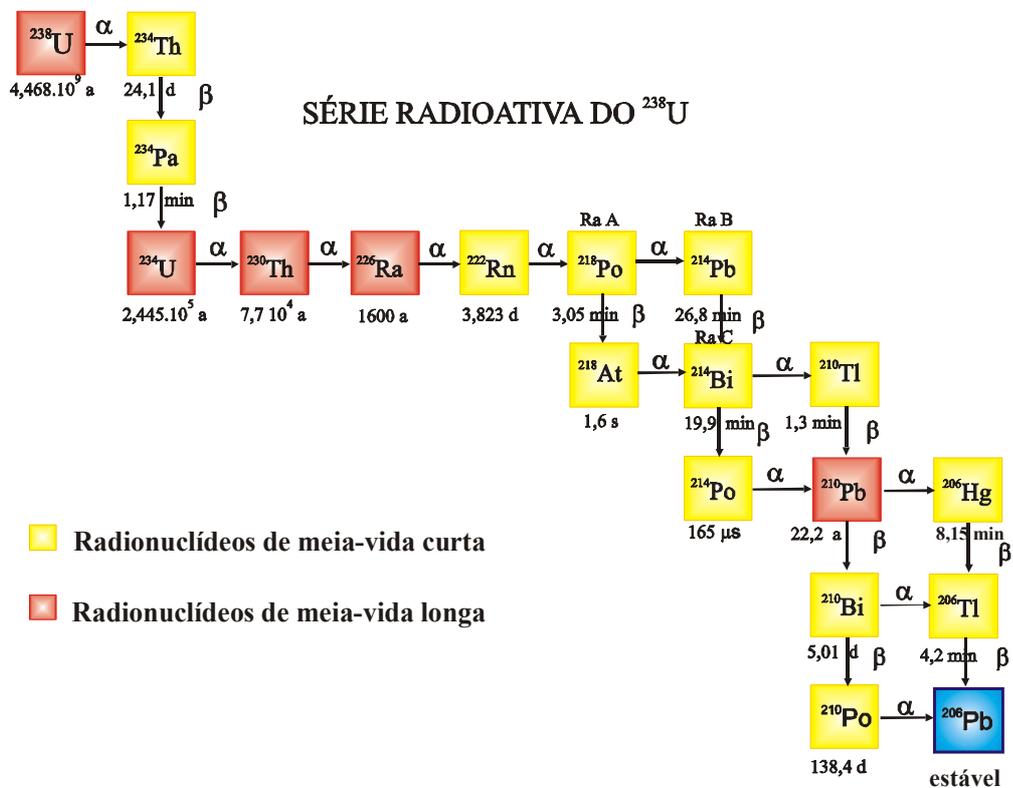


Figura 2.3 - Série radioativa parcial do ^{238}U .

2.1.5. O radônio e torônio

Dentro dos radionuclídeos descendentes do ^{238}U destaca-se o ^{226}Ra , que possui uma meia-vida de 1600 anos, e que, por emissão alfa forma o ^{222}Rn , o radônio, de meia-vida de 3,82 dias. Seus descendentes são o ^{218}Po (Ra A), ^{214}Pb (RaB), ^{214}Bi (Ra C) e ^{214}Po , todos com meias-vidas muito curtas. Na série do ^{232}Th ocorre um processo semelhante, com o ^{220}Rn , também chamado de “torônio”, de meia-vida de 55 segundos e seus descendentes, ^{216}Po , ^{212}Pb , ^{212}Bi , ^{208}Tl e ^{212}Po .

Como a maioria das rochas, solos, sedimentos e minérios contêm concentrações significativas de urânio e tório, como consequência dos decaimentos, estes materiais vão conter também os radionuclídeos pertencentes às famílias radioativas. Como o radônio e o torônio são gasosos, nos ambientes construídos por materiais como, cerâmica, revestimento de pedra, granito, argamassa, concreto, gesso, etc., vai ocorrer o fenômeno da *emanação* destes gases radioativos. Como eles possuem a pêsô atômico elevado, sua concentração é maior em níveis próximos do solo, devido à decantação gravitacional. Assim, juntamente com os gases componentes do ar, o homem e os animais respiram gases e aerossóis radioativos. *Devido às meias-vidas curtas dos radionuclídeos descendentes do radônio e do torônio, compatíveis com o tempo de metabolismo, a maioria dos radionuclídeos incorporados por inalação ou ingestão decai no interior de seus organismos, irradiando os seus órgãos e tecidos.*

As doses internas de radiação são significativas e contribuem em cerca de 80% para a dose total recebida pelo homem devido à radioatividade natural, sendo que esta contribui com 60 a 70% da exposição total à radiação ionizante. Na Figura 2.4 pode-se avaliar a contribuição do radônio na exposição à radiação ionizante do homem. Na Figura 2.5 tem -se a variação da concentração do radônio e torônio com a altura em relação ao solo e nas Figuras 2.6 e 2.7, as variações da concentração durante o dia e durante o ano.

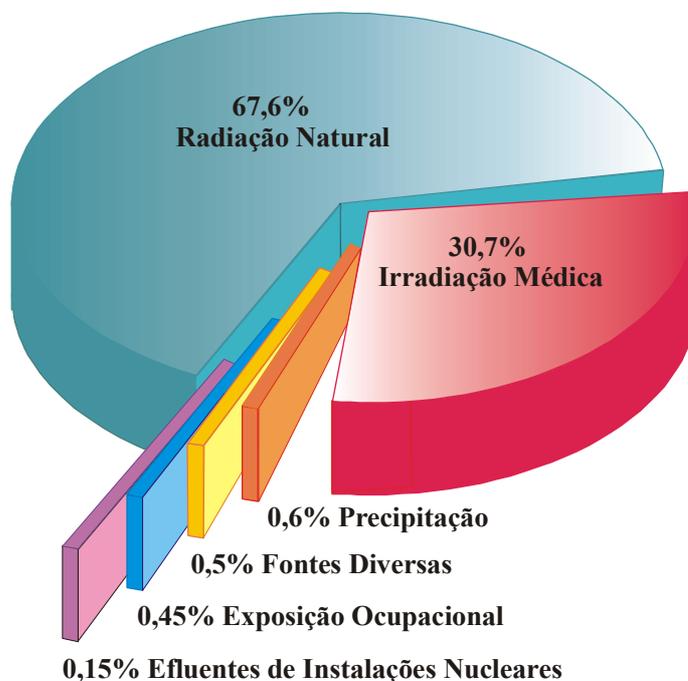


Figura 2.4 - Exposição do homem à radiação ionizante.

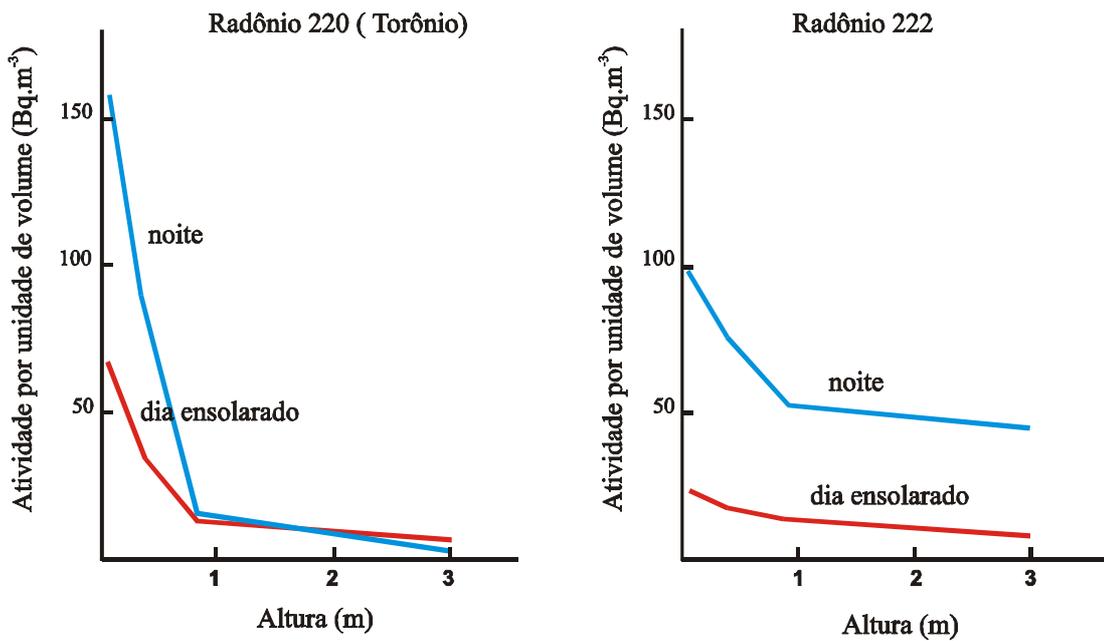


Figura 2.5 - Variação da concentração do radônio e torônio com a altura em relação ao solo.

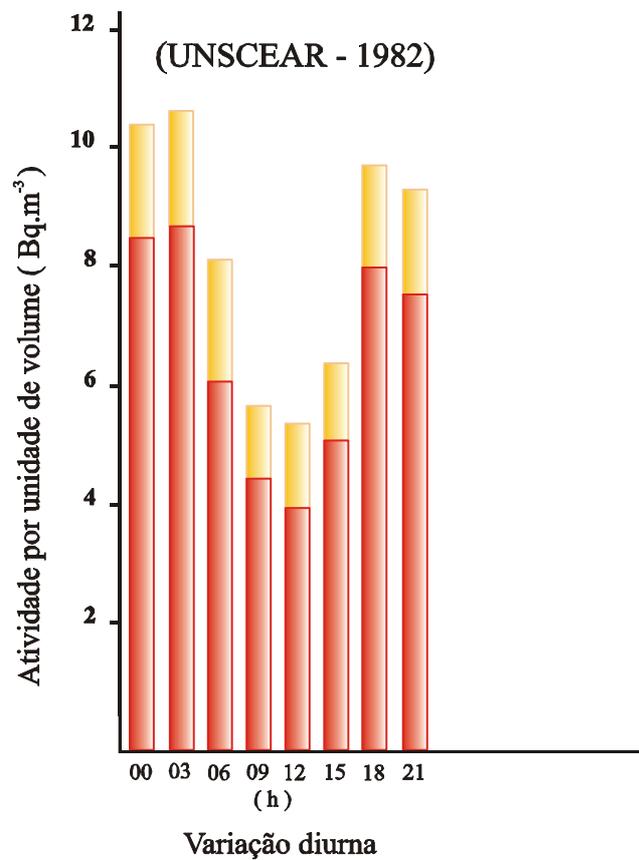


Figura 2.6 - Variação da concentração de radônio e torônio durante o dia.

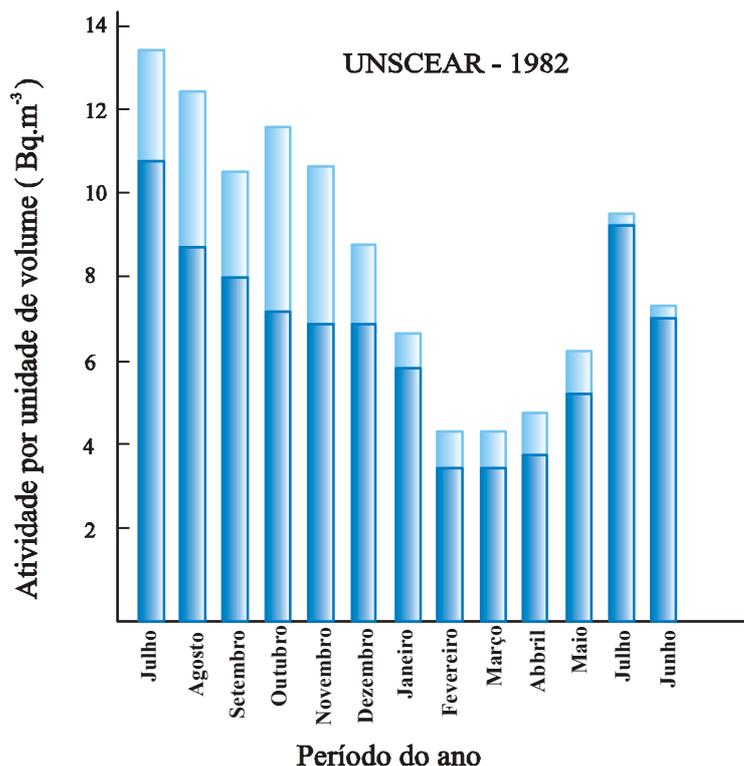


Figura 2.7 - Variação da concentração de radônio e torônio durante o ano.

Os valores da concentração de ^{222}Rn dependem da época do ano, do local e do ambiente em que são determinados. Por exemplo, nas medições realizadas no Rio de Janeiro, em 1997, por Maísa Magalhães do IRD, observou-se que, no inverno, os valores são 10 a 20 vezes maiores que os observados durante o verão e que, os valores são mais significativos no ambiente externo. No verão, ocorre o contrário. O ambiente interno apresentou maiores concentrações que no externo, conforme pode ser observado nas figuras 2.8 e 2.9.

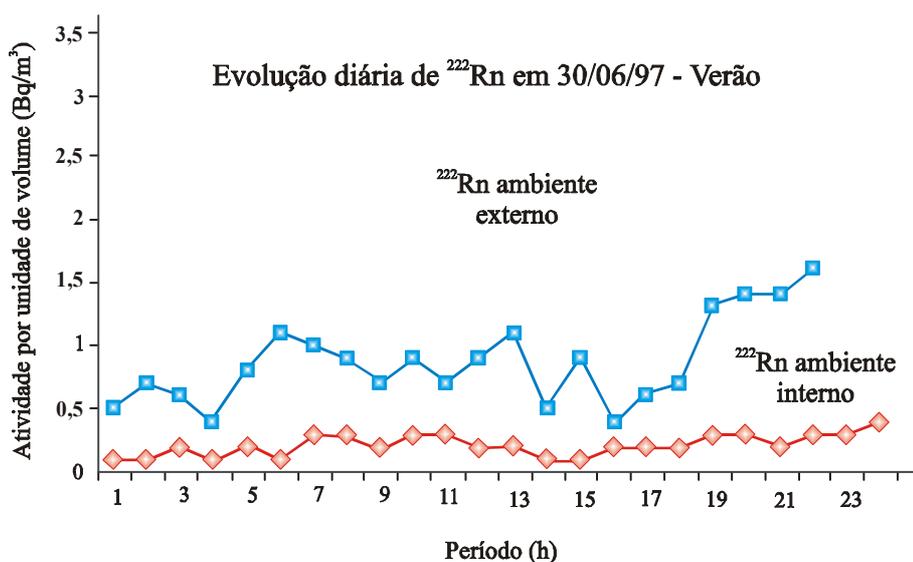


Figura 2.8 - Concentração de ^{222}Rn no Rio de Janeiro, no verão de 1997.

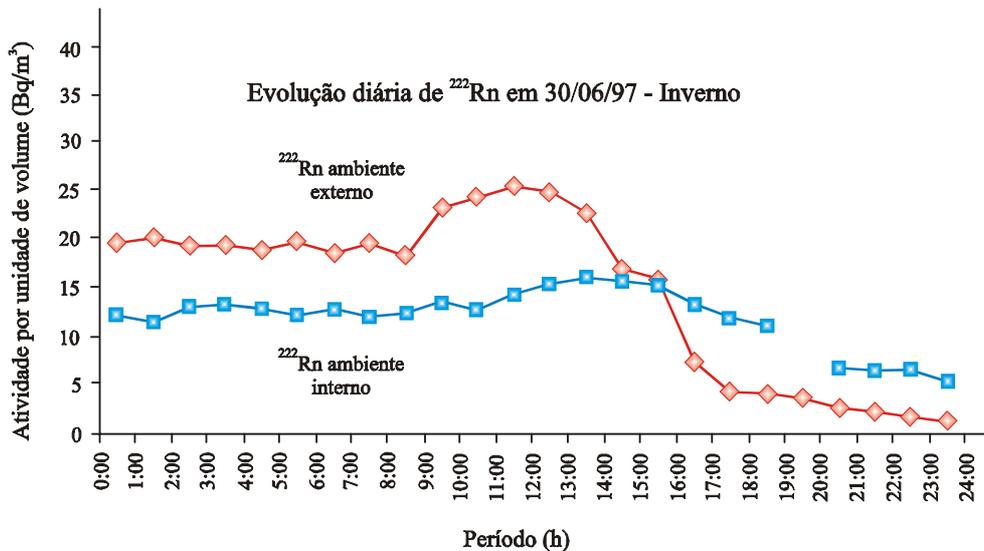


Figura 2.9 - Concentração de ^{222}Rn no Rio de Janeiro, no inverno de 1997.

2.1.6. A radiação cósmica

Raios cósmicos são *partículas altamente energéticas*, principalmente *prótons, elétrons, nêutrons, mésons, neutrinos, núcleos leves e radiação gama provenientes do espaço sideral*. A energia destas radiações é muito alta, da ordem de centenas de MeV a GeV. Muitas são freadas pela atmosfera terrestre ou desviadas pelo cinturão magnético de Van Allen. Os raios detectados na superfície são, na maioria, partículas secundárias, criadas nas colisões com os núcleos da camada atmosférica. Além de interagir com os raios cósmicos, a atmosfera terrestre exerce um papel de blindagem para os habitantes, atenuando e absorvendo bastante as radiações. A quantidade de radiação *aumenta com a altitude e longitude*, ou seja, as pessoas que habitam as montanhas recebem mais radiação que as que vivem ao nível do mar, os habitantes das regiões próximas aos pólos são mais expostos que os da região equatorial. Alguns raios cósmicos se originam de distúrbios solares e são mais abundantes nos anos de *alta atividade solar*, que ocorre de 11 em 11 anos.

Um dos resultados do bombardeio constante da atmosfera superior pelos raios cósmicos, principalmente nêutrons, é a produção dos denominados *radionuclídeos cosmogênicos*: ^3H , ^7Be , ^{14}C , ^{22}Na e ^{85}Kr . Como quase todos os organismos vivos têm grande quantidade de carbono e hidrogênio, um pequeno percentual é radioativo.

2.2. FONTES ARTIFICIAIS

2.2.1. Tipos de geradores de radiação

Dentre os mais importante tipos de geradores de radiação ionizante destacam-se os *tubos de raios X*, os *aceleradores de partícula*, os *irradiadores com radioisótopos* e as *fontes de nêutrons*. Os dois primeiros dispositivos utilizam a eletricidade como fonte de energia para acelerar partículas e gerar radiação. Os irradiadores utilizam radioisótopos como fonte de

radiação, acoplados a um sistema blindado de exposição e guarda da fonte. As fontes de nêutrons utilizam reações nucleares produzidas por partículas alfa emitidas por um material radioativo num determinado alvo.

2.2.2. Tubos de raios X

Quando elétrons, acelerados por um campo elétrico intenso, colidem com um alvo metálico, eles reduzem sua energia cinética, mudam de direção e, alguns deles, emitem a diferença de energia sob a forma de *ondas eletromagnéticas, os raios X*. Os elétrons sofrem espalhamento e redução da velocidade devido à atração da carga do núcleo e à repulsão dos elétrons dos átomos do material alvo. Por isso, esse tipo de radiação é também *denominado de radiação de freamento (bremsstrahlung)*.

O feixe de elétrons é gerado por emissão termoiônica num filamento aquecido. O campo elétrico é obtido *aplicando-se uma alta voltagem entre* os terminais do tubo de raios X, onde o alvo metálico, *anodo*, é polarizado positivamente e o filamento, *catodo*, negativamente. A emissão de raios X só ocorre, obviamente, quando estiver ligada a alta tensão. Quanto maior a tensão aplicada ao tubo, maior será a energia dos raios X gerados e maior também o seu poder de penetração. Aumentando-se a corrente, aumenta-se a intensidade do feixe. A Figura 2.10. mostra o esquema básico de uma máquina de raios X.

As máquinas utilizadas para radiologia oral apresentam a kilovoltagem na faixa de 50 a 90 kV; para radiodiagnóstico, de 100 kV a 150kV e as utilizadas em radiografia industrial, de 150 a 500 kV.

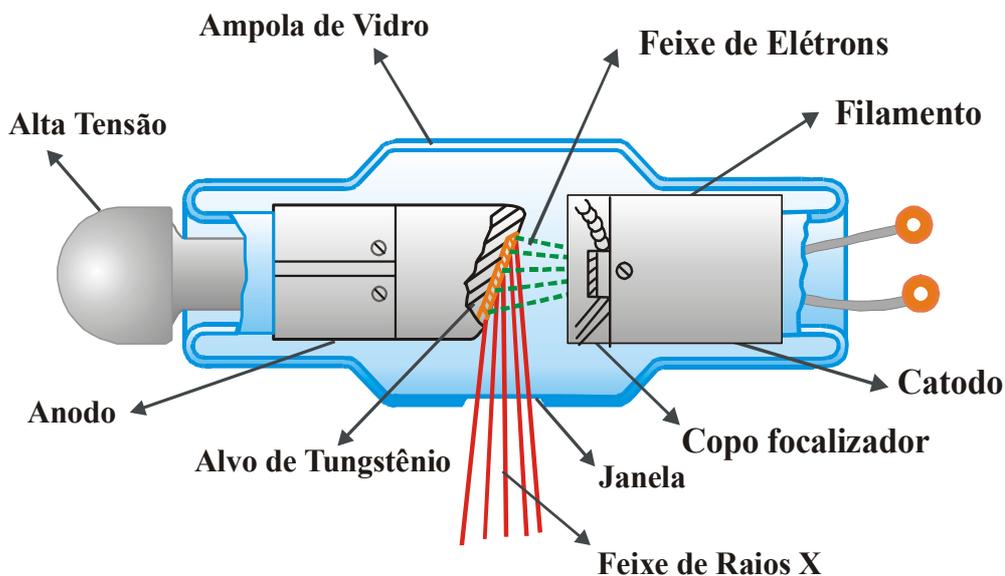


Figura 2.10 - Esquema de uma máquina geradora de raios X.

2.2.3. Aceleradores de partícula

Existem diversos dispositivos que permitem a *geração de feixes intensos de partículas com energia variável, utilizando processos de aceleração baseados em campos elétricos, campos magnéticos e ondas eletromagnéticas*. Dentre estes dispositivos, os mais difundidos são os aceleradores de elétrons, os aceleradores Van der Graaff e os ciclotrons.

2.2.4. Aceleradores de elétrons

Os aceleradores de elétrons são utilizados nos hospitais, nas indústrias e nos institutos de pesquisa. São muito versáteis, pois, a partir do feixe de elétrons, pode-se produzir feixes de radiação de freamento (radiação eletromagnética de alta energia e espectro contínuo), ou feixe de nêutrons, utilizando reações nucleares, para certas faixas de energia. *Os elétrons, gerados por emissão termoiônica nos filamentos aquecidos, são injetados num tubo e carregados por uma onda portadora estacionária, por várias secções da máquina, até atingir a energia desejada, num mecanismo de transporte semelhante ao “surf”*. A onda portadora é gerada por válvulas tipo Klystron, de microondas, e introduzida na máquina por meio de guias de onda. O feixe é colimado por bobinas. A Figura 2.11. mostra um esquema de funcionamento de um acelerador linear de elétrons.

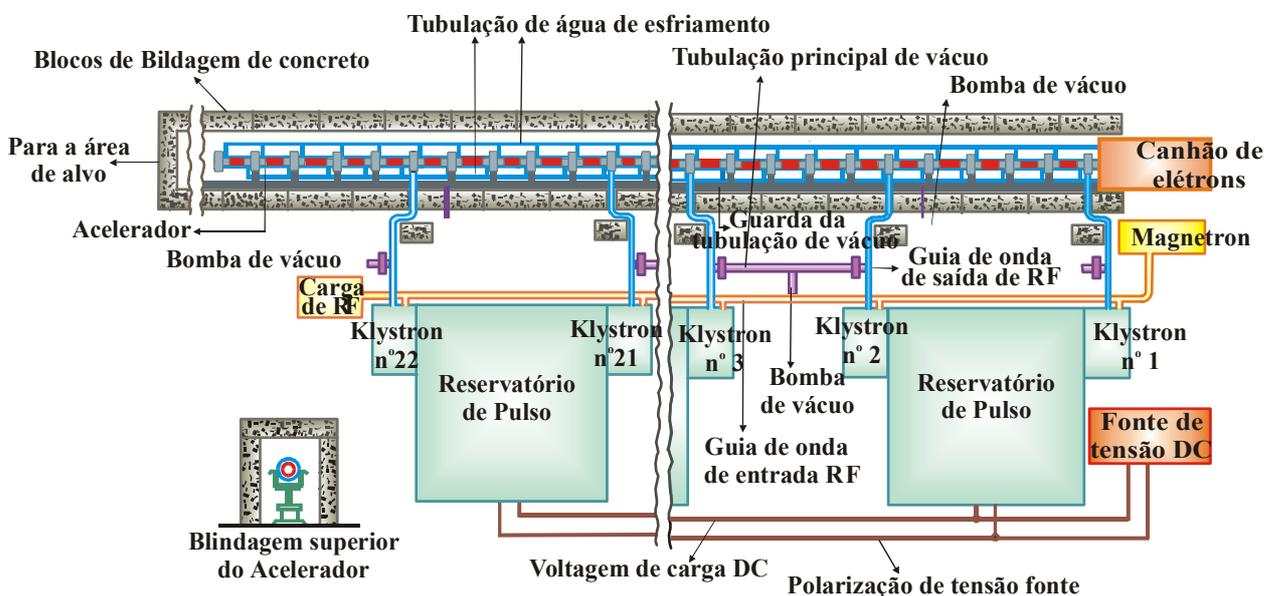


Figura 2.11a - Esquema de um acelerador linear de elétrons.



Figura 2.11b - Acelerador de elétrons usado em terapia de câncer em hospitais.

2.2.5. Acelerador Van der Graaff

O princípio de operação é a aceleração de partículas carregadas por campos eletrostáticos de alta voltagem. Basicamente é constituído de 3 partes principais: um tanque pressurizado, o gerador (rotor, fontes de alimentação, correia móvel, eletrodo de alta tensão, etc) e o acelerador propriamente dito, isto é, a fonte de íons e o tubo de aceleração. Na Figura 2.12 é apresentado um esquema deste tipo de máquina, que pode acelerar desde partículas leves, como elétrons, até partículas alfa e íons pesados.

A diferença de potencial é gerada por cargas acumuladas num terminal de alta tensão de formato cilíndrico ou hemisférico. As cargas são induzidas por descarga *corona*, transportadas e coletadas no terminal de alta tensão por uma correia e escova metálica. Os íons positivos produzidos no terminal de alta tensão são acelerados até o potencial zero (“terra”). A diferença de potencial pode atingir 8 MV.

As máquinas com dois estágios de aceleração, onde íons pesados negativos são produzidos ao potencial “terra” e posteriormente acelerados pelo terminal positivo, são denominadas aceleradores tipo Tandem. Nelas um íon de ^{16}O pode ser acelerado até 6 MeV no primeiro estágio e atingir a energia final de 54 MeV, no segundo estágio.

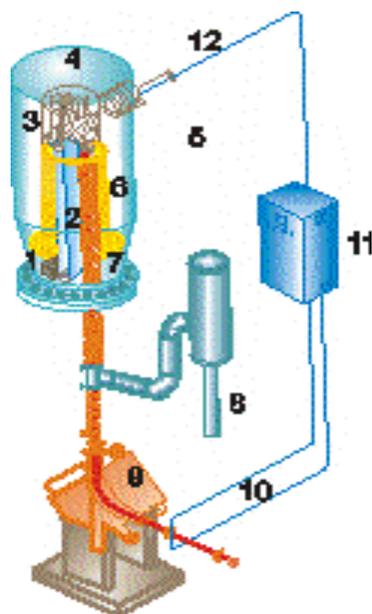


Figura 2.12 - Esquema de um acelerador eletrostático do tipo Van der Graaff: (1) Fonte de tensão contínua; (2) Fita de isolamento; (3) Terminal de alta voltagem; (4) Tanque pressurizado com gás isolante; (5) Fonte de íons; (6) Tubo de aceleração e anéis de equalização do campo; (7) Feixe de íons acelerados; (8) Bomba de vácuo; (9) Magneto para reflexão e análise do feixe; (10) Sistema de dispersão do feixe conforme a energia; (11) Amplificador de sinal; (12) Pontos de efeito Corona.

2.2.6. Ciclotrons

São dispositivos que *aceleram partículas carregadas, utilizando a diferença de potencial elétrico, auxiliada com campos magnéticos* para defletir o feixe, no interior de duas partes em forma de “D” separadas por um intervalo. A Figura 2.13 mostra um ciclotron, utilizado para a produção de radioisótopos.

O feixe de partículas é injetado no centro da máquina e é acelerado eletricamente por uma voltagem alternada, quando atravessa o intervalo entre os “D”. Sob a ação de um campo magnético, sincronizado, o feixe é defletido até cruzar e ser novamente acelerado no intervalo do outro lado do “D”. À medida que a *velocidade da partícula vai crescendo, o raio do feixe vai aumentando, numa trajetória em espiral*, até que atinja a energia final e, então, um extrator, desloca o feixe na direção do alvo a ser bombardeado. A condição para o bom funcionamento destas máquinas é o sincronismo entre a velocidade da partícula e os campos de aceleração e deflexão. Todas as regiões, no interior da máquina, de percurso e de aceleração do feixe, devem ser providas de alto vácuo para não perturbá-lo. As energias obtidas chegam a 15 MeV para prótons, 25 MeV para dêuterons e 50 MeV para partículas alfa.

Fazendo a *frequência* da voltagem aplicada *modular* periodicamente com o tempo, *obtem-se* outro tipo de máquina denominada de *sincrociclotron*. Com isto podem ser produzidos feixes de prótons com energia muito alta, como por exemplo, 730 MeV na Califórnia (U.S.A.), 680 MeV em Dubna (Rússia), 600 MeV em Genebra (Suíça), etc. Com o acoplamento de

máquinas aceleradoras, pode-se chegar a energias incríveis, como por exemplo, 10 GeV no “synchrotron” do Instituto de Pesquisas Nucleares de Dubna (Rússia) e 12,5 GeV na máquina do Laboratório Nacional de Argonne (USA).

Acelerando feixes e jogando um contra outro, obtém-se os denominados “anéis de colisão”, cuja energia de interação, para elétrons e pósitrons, atinge a 60.000 GeV no laboratório.



Figura 2.13 - Ciclotron do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN utilizado para a produção de radioisótopos.

2.2.7. Fontes de nêutrons

Utilizando o *bombardeio do berílio com partículas alfa* provenientes de um radionuclídeo com ele misturado, *gera-se feixe de nêutrons de alto fluxo, a partir das reações nucleares nele produzidas.*

As fontes mais utilizadas são de: Am-Be, Po-Be, Ra-Be, Pu-Be, capazes de gerar fluxos de mais de um milhão de nêutrons por cm^2 , por segundo. São dispositivos selados e de pequeno volume, mas devido a capacidade de penetração e interação em vários materiais e no corpo humano, eles devem ser devidamente blindados com material de pequeno número atômico. A reação nuclear é do tipo: ${}^9\text{Be} (\alpha, n) {}^{12}\text{C}$.

A Figura 2.14 mostra simplificada a estrutura de uma fonte de nêutrons utilizada em medidores nucleares.

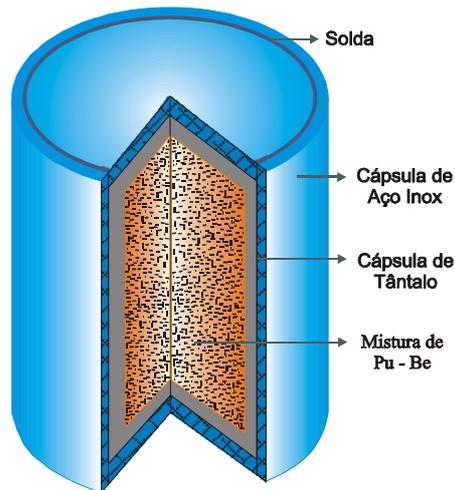


Figura 2.14 - Esquema de uma fonte de nêutrons de Pu-Be de um medidor de nível.

2.2.8. Irradiadores com radioisótopos

A obtenção de feixes de radiação a partir de radioisótopos permite a construção de muitos aparelhos usados na medicina, indústria e pesquisa. Conforme a finalidade, o tipo de radiação e intensidade do feixe, a máquina dispõe de blindagem, colimadores, sistemas de segurança ou mobilidade.

Os dispositivos mais utilizados na medicina são as *bombas de cobalto-60 para teleterapia*, as fontes de radiação gama para braquiterapia e os aplicadores oftalmológicos e dermatológicos com emissores beta.

2.2.8.1. Bomba de Cobalto

A *bomba de cobalto* é constituída por um cabeçote contendo uma *fonte selada de ^{60}Co* , com atividade de até 296 TBq (8000 Ci), *no interior de uma blindagem de chumbo ou urânio exaurido*, encapsulada por aço. No cabeçote, existe uma “janela” de saída do feixe gama, com *colimadores apropriados* para estabelecer o tamanho de campo e um *sistema de abertura e fechamento* que pode ser acionado por um sistema pneumático ou elétrico. Em alguns modelos, conforme mostra a Figura 2.15 a fonte é deslocada de sua posição de guarda, dentro da blindagem, para a posição de irradiação. Nesse modelo, existe uma barra metálica indicadora da posição da fonte, se exposta ou recolhida.

Para a exposição do paciente durante um intervalo de tempo, o operador fixa, por meio de um sistema de colimação da própria máquina, o tamanho e o formato do campo de irradiação em conformidade com o procedimento terapêutico prescrito.

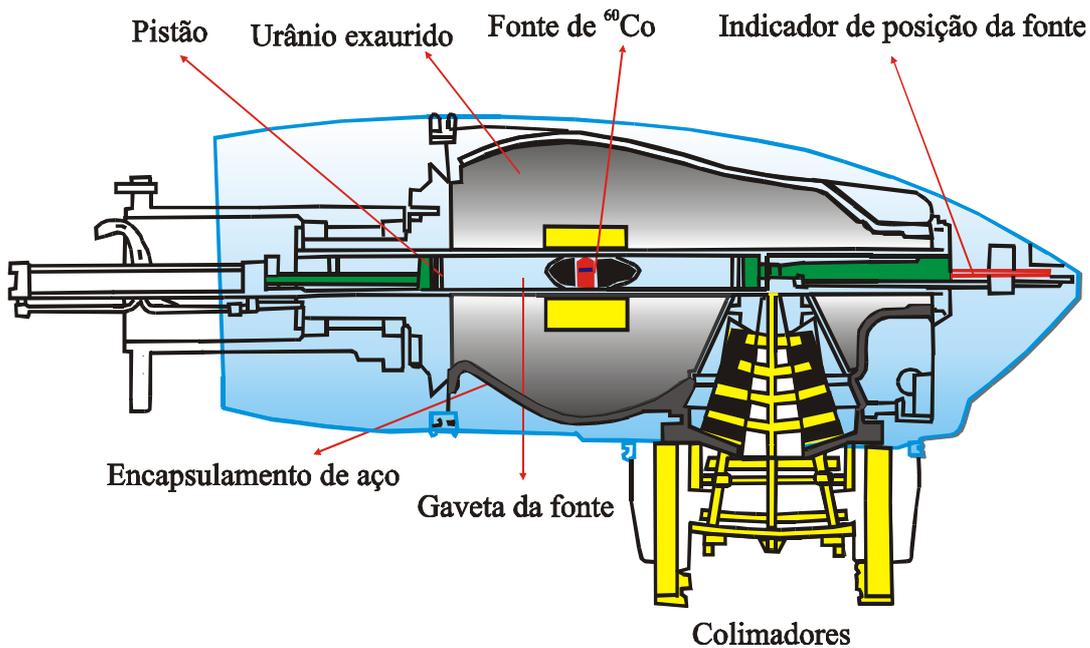


Figura 2.15 - Corte de um cabeçote de uma bomba de ^{60}Co - modelo Theratron 780 usado em radioterapia.

2.2.8.2. Fontes para braquiterapia

As fontes utilizadas em braquiterapia são seladas, e têm isótopos emissores gama ou beta encapsulados no formato adequado com sua aplicação. Podem, ser aplicadas superficialmente, intracavitariamente para exposição localizada ou intersticialmente em certas regiões do corpo. A atividade varia de 37 a 370 GBq (1 a 10 Ci). Os isótopos mais utilizados são ^{137}Cs , ^{60}Co , ^{90}Sr e ^{192}Ir .

2.2.8.3. Irradiadores para gamagrafia

Os isótopos ^{192}Ir , ^{60}Co e ^{137}Cs são utilizados na área de gamagrafia industrial, sendo que os irradiadores com ^{192}Ir , do tipo portátil, constituem a maioria deles. Os irradiadores são classificados em duas categorias: a) categoria I: irradiador direcional, onde a fonte não é removida da blindagem durante a exposição. A irradiação é feita abrindo-se um obturador ou movendo-se a fonte dentro do próprio irradiador; b) categoria II: irradiador panorâmico, onde a fonte é removida de sua blindagem, por meio de um tubo guia, até a posição de irradiação.

Quanto às suas características físicas de transporte e mobilidade eles são classificados em:

- a. classe P: portáteis, não excedendo a 50 kg;
- b. classe M: móveis mas não portáteis; podem ser deslocados de um lugar para outro por meio de dispositivos próprios;
- c. classe F: fixos ou com mobilidade restrita dentro de uma área controlada.

Os irradiadores móveis, da categoria II, são constituídos de um conjunto de discos metálicos de ^{192}Ir , encapsulados em aço inox e soldado a um porta-fonte flexível, denominado de “rabicho”. Ele é conectado a um cabo de aço que o desloca dentro de um tubo-guia, durante as operações de exposição e recolhimento, na realização de uma radiografia. A atividade da fonte vai de 0,74 a 1,85 TBq (20 a 50 Ci), podendo comportar até 3,7 TBq. (100 Ci). A fonte é guardada e transportada dentro de uma blindagem constituída de urânio exaurido ou de chumbo, com um envólucro de aço inox, mecanicamente resistente. A fonte é movida por meio de uma manivela, a qual aciona um cabo de aço para deslocar a fonte da posição de guarda até o ponto de irradiação, dentro de um tubo-guia flexível. Na Figura 2.16 é mostrado o esquema do irradiador e do procedimento técnico de obtenção da radiografia.

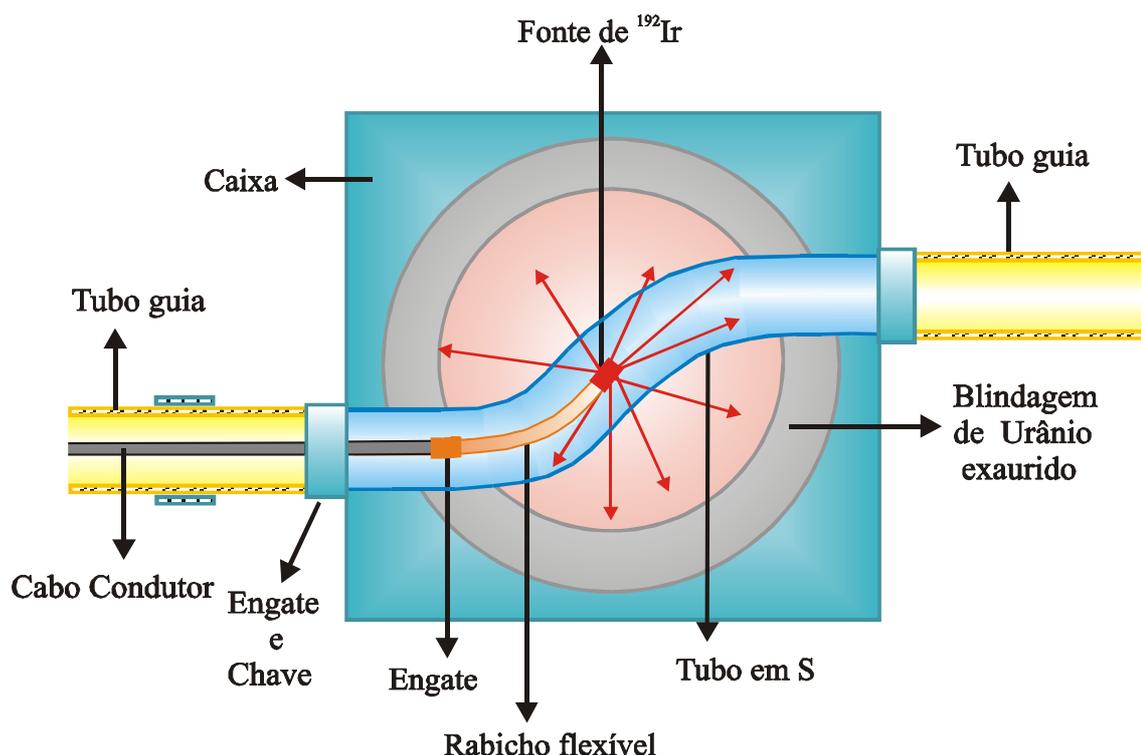


Figura 2.16 - Esquema de um irradiador de ^{192}Ir e do procedimento de obtenção de uma radiografia industrial.

2.2.8.4. Irradiador industrial

Dentre as máquinas que utilizam radioisótopos, o *irradiador industrial* é uma das mais significativas, pois, utiliza o ^{60}Co em grande quantidade e atividade. A atividade total de ^{60}Co atinge a $3,7 \cdot 10^{16} \text{ Bq} = 37 \text{ PBq}$ (1.000.000 curies). Ele é muito utilizado em diversos tratamentos para desinfestação e conservação de produtos alimentares, como frutas, especiarias, aves, peixes e carnes; esterilização e redução da carga microbiana de produtos descartáveis como seringas, luvas e alguns produtos médico-cirúrgicos.

A fonte é constituída de cilindros metálicos contendo ^{60}Co , encapsulados em varetas de aço inox, dispostas verticalmente numa armação retangular, semelhante a um “secador de roupa”.

A instalação é constituída basicamente de um sistema de correia transportadora que carrega, do exterior para dentro da máquina, as caixas e “containers” apropriados para a irradiação, fazendo-os passar diante da fonte exposta, com uma velocidade pré-estabelecida. Cada caixa passa duas vezes pela fonte, expondo ora um lado ora outro, para aplicar, o mais homogeneamente possível, a dose nos produtos alocados em seu interior.

Para realizar a irradiação, um eletromecanismo suspende a fonte, a partir do fundo de uma piscina cheia de água pura, até a posição de operação. Em qualquer outra situação, a fonte fica recolhida no fundo da piscina. Todo o conjunto contém um sofisticado e redundante sistema de segurança e é envolvido por uma espessa blindagem de concreto, constituindo uma forte casamata, dentro da qual pessoa nenhuma pode permanecer, um segundo sequer. As doses aplicadas no tratamento de frutas variam entre 0,2 e 0,4 kGy e para produtos médico-cirúrgicos na faixa de 25 kGy. Na Figura 2.17 é apresentado um esquema de um irradiador industrial.

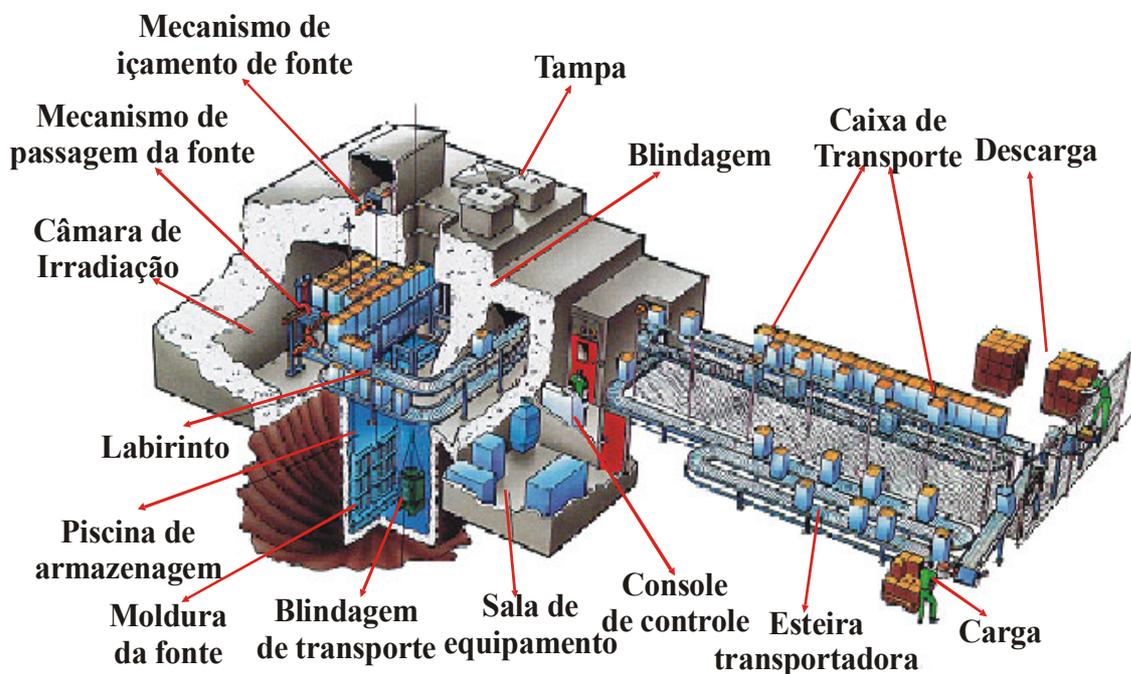


Figura 2.17 - Esquema de um irradiador industrial.

2.2.9. Efluentes e precipitações

A presença ou a liberação de materiais radioativos no meio ambiente potencialmente expõe a população à radiação ionizante, aumenta o risco de efeitos deletérios à saúde. Muitos compostos contendo *radionuclídeos* podem ser *provenientes de instalações nucleares*, como reatores e unidades do ciclo combustível, que periodicamente liberam concentrações, permitidas por normas específicas, para o ambiente *em operação rotineira*, ou se dispersam descontroladamente, numa *situação de acidente*. Estas liberações normalmente são constituídas de efluentes líquidos ou gasosos. Os rejeitos sólidos que são dispersos no ambiente são quase

sempre de forma acidental.

Outros materiais radioativos, dispersos na atmosfera e em ambientes aquáticos, são os *produtos dos testes nucleares* realizados na atmosfera, principalmente os realizados entre 1945 a 1978. Eles precipitaram (*fall out*) em grande quantidade por ocasião dos testes mas, até hoje, podem ser medidos em qualquer localidade do mundo.

Nos 422 testes realizados na atmosfera, com 217 megatons por artefatos à fissão e 328 megatons por fusão, a atividade de trício produzida foi estimada em: $328 \text{ Mt (fusão)} \times 7,4 \cdot 10^{17} \text{ Bq Mt}^{-1} = 2,4 \cdot 10^{20} \text{ Bq}$.

Os radionuclídeos provenientes da fissão do urânio e plutônio (fragmentos de fissão) se dispersaram por toda a superfície da Terra, de tal modo que, hoje é muito difícil encontrar um local ou um objeto, que não contenha os radionuclídeos de meia-vida longa como o ^{137}Cs , ^{90}Sr , ^{85}Kr , ^{129}I , remanescentes dos testes realizados no passado.

A quantidade de ^{90}Sr difundida nos testes nucleares é estimada em $6 \cdot 10^{17} \text{ Bq}$ e a de ^{137}Cs em $9,6 \cdot 10^{17} \text{ Bq}$, sendo 76% no hemisfério Norte e 24% no hemisfério Sul. A Figura 2.18 mostra a concentração de ^{137}Cs e ^{90}Sr na dieta humana, nos hemisférios Norte e Sul.

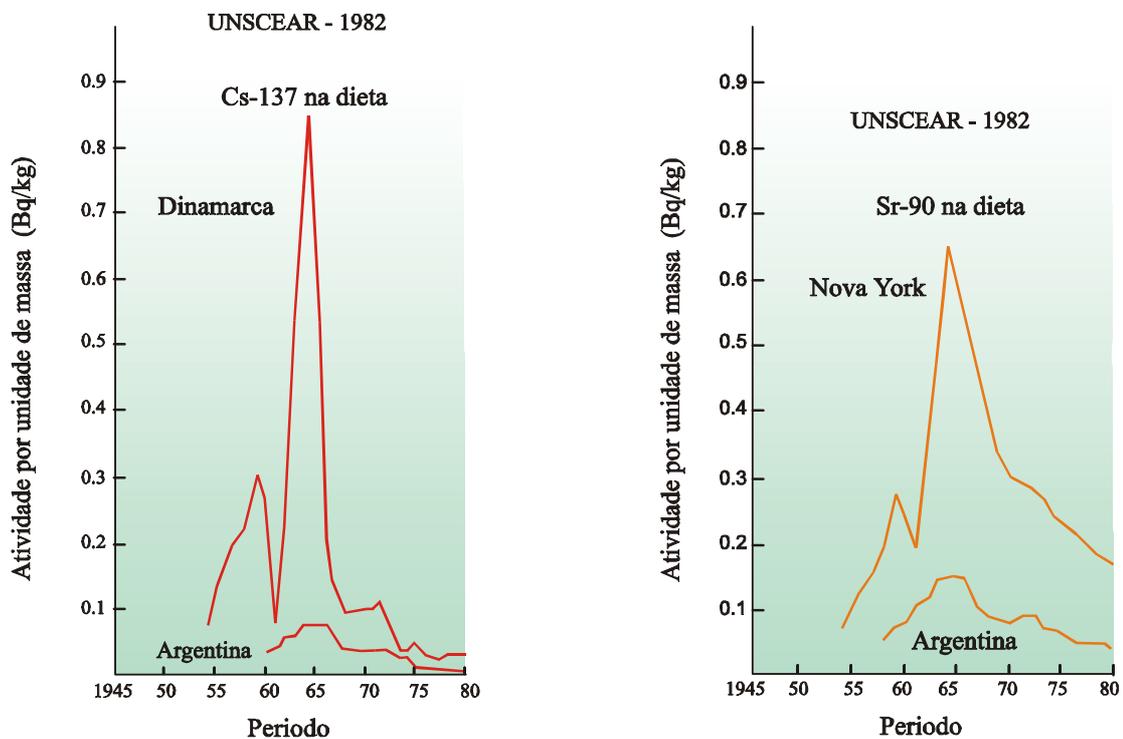


Figura 2.18 - Concentrações de ^{137}Cs e ^{90}Sr na dieta alimentar dos habitantes dos hemisférios Norte e Sul.

2.3. INSTALAÇÕES NUCLEARES NO BRASIL

2.3.1. Reatores nucleares

Reatores nucleares são instalações que utilizam a reação nuclear de fissão em cadeia, de forma controlada, para a produção de energia ou de fluxo de nêutrons. Quanto ao seu uso, os

reatores nucleares podem ser divididos em dois grandes grupos: os reatores de potência, utilizados para a geração núcleo-elétrica em usinas nucleares ou como mecanismos de propulsão naval, e os reatores de pesquisa, usados para experimentos e ensino. A esses últimos poderiam ser adicionados os que são utilizados para a produção de radioisótopos e os para testes de materiais.

2.3.1.1 Reatores de potência

Os reatores de potência são instalações que utilizam a energia nuclear para a produção de calor, que é então transformado em energia elétrica. Existem diferentes projetos de reatores de potência, que criam condições para a realização da reação em cadeia, seu controle e a transmissão do calor gerado para um sistema que movimenta uma turbina a vapor, que é o dispositivo gerador da energia elétrica. Alguns reatores trabalham com o urânio enriquecido, outros com o urânio natural. Nesse caso, para criar as condições para a realização da fissão, esses reatores utilizam o combustível em um ambiente de água pesada, que é a água enriquecida em isótopos mais pesados do hidrogênio (deutério e trício).

Os reatores de potência utilizados no Brasil são do tipo PWR (Pressurized Water Reactor) e utilizam a água leve sob pressão como meio de retirada do calor produzido. A água leve é a água na proporção natural dos isótopos de oxigênio e hidrogênio, sendo assim denominada para diferenciar da água pesada.

Os principais componentes desse tipo de reator são:

- o vaso do reator, onde fica o núcleo do combustível;
- o sistema primário de refrigeração, que é o sistema onde circula a água que está em contato com o núcleo;
- o pressurizador, componente do sistema primário que tem a função de permitir o adequado controle da pressão;
- o sistema secundário, que é o circuito onde circula a água que recebe o calor do circuito primário e é transformada em vapor para a movimentação da turbina;
- o gerador de vapor, que é o equipamento onde se dá a troca de calor entre o sistema secundário e o sistema primário, através da interpenetração de suas tubulações, sem haver troca de água entre eles.

Os circuitos primário e secundário são selados, isto é, não se comunicam com o ambiente. Existe ainda um circuito terciário de refrigeração, para baixar a temperatura da água do circuito secundário. Esta água está em forma de vapor e, para condensá-la, é necessária uma outra fonte de refrigeração. No caso das usinas brasileiras, a água do circuito terciário é a água do mar. Em outros países é usada a água de rios ou a refrigeração é feita pela circulação da água do secundário em altas torres, que se assemelham a grandes e largas chaminés.

A Figura 2.19 apresenta o esquema de um reator de potência do tipo PWR e a Figura 2.20 apresenta um corte de um reator do tipo de Angra 2.

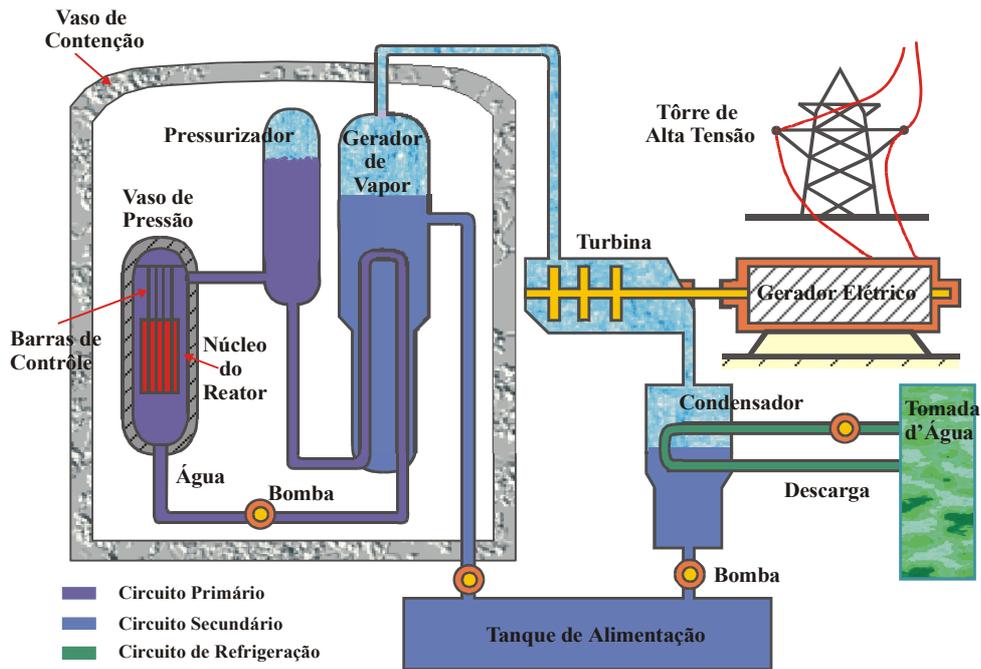


Figura 2.19 - Esquema de um reator de potência do tipo PWR.

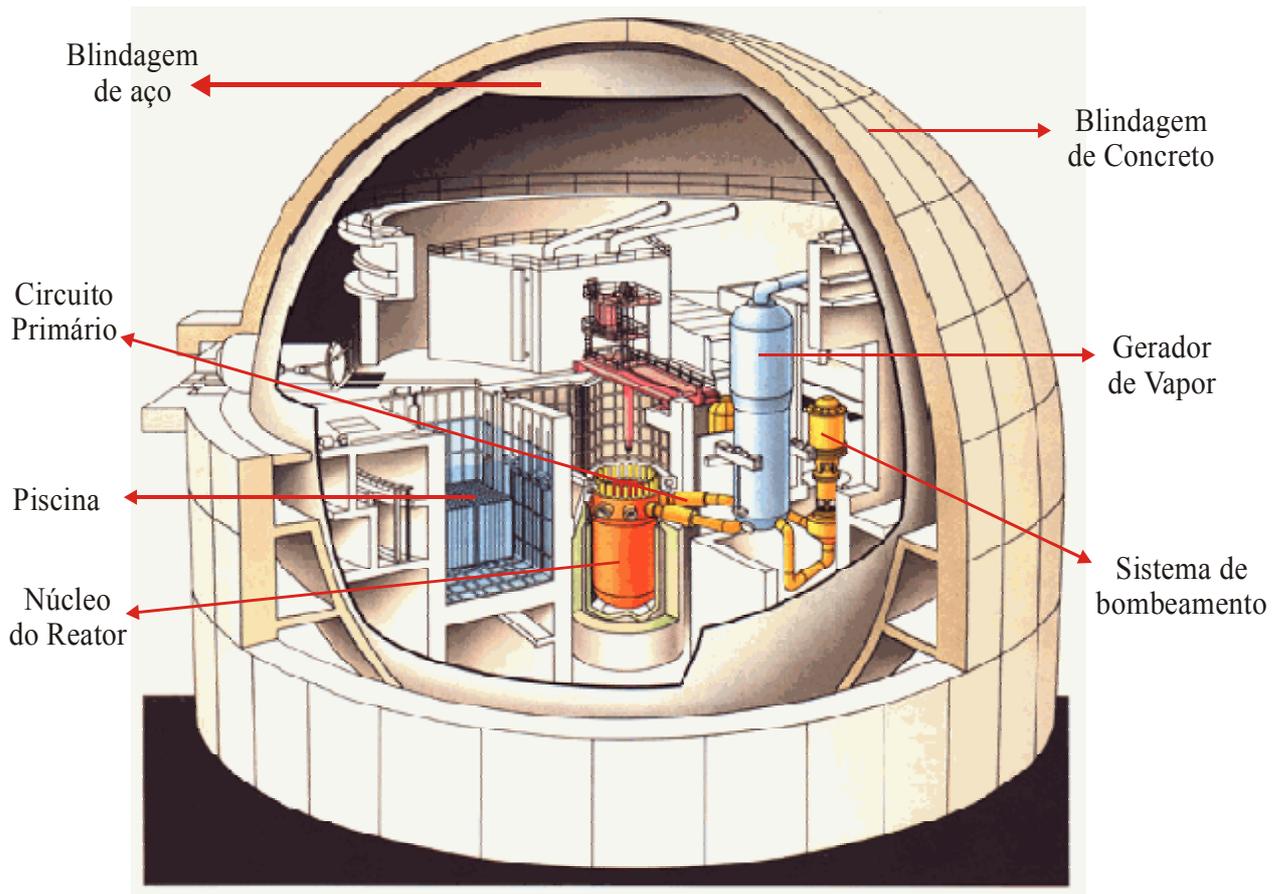


Figura 2.20 - Reator Nuclear do tipo de Angra 2.

O Brasil tem em funcionamento duas usinas nucleares de potência, Angra 1 e Angra 2, constituindo a Central Nuclear Almirante Álvaro Alberto - CNAAB. As usinas nucleares são operadas pela Eletronuclear, empresa do Ministério de Minas e Energia. Angra 1 é uma usina de fabricação Westinghouse, americana, e tem 626 MWe de potência. Angra 2 é de fabricação Siemens-KWU, alemã, e tem 1.300 MWe de potência. Embora sejam usinas relativamente antigas, principalmente Angra 1, são atualizadas sistematicamente com os desenvolvimentos de segurança, como ocorre normalmente com os reatores de potência em todo o mundo.

A Tabela 2.3 mostra os reatores de potência utilizados para geração nucleo-elétrica em operação e em construção no mundo.

Tabela 2.3 - Reatores Nucleares de Potência no Mundo

REATORES NUCLEARES NO MUNDO - 2001					
País	Em operação		Em construção		% Geração Elétrica
	Nº	Total	Nº Reatores	Total MWE	
Africa do Sul	2	1 800	-	-	76,7
Alemanha	19	21 122			30,6
Argentina	2	935	1	692	7,3
Armênia	1	376			33,0
Bélgica	7	5712			56,8
Brasil	2	1855	1	1300	1,4
Bulgária	6	3538			45,0
Canadá	14	9998			11,8
China	3	2167	7	6420	1,2
Eslováquia	6	2408	2	776	53,4
Eslovênia	1	676			37,4
Espanha	9	7512			27,6
Estados Unidos	104	97411			19,8
Finlândia	4	2656			32,1
França	59	63073			76,4
Holanda	1	449			4,0
Hungria	4	1755			42,2
Índia	14	2503			3,1
Irã			2	2111	-
Japão	53	43491	4	3190	33,8
Coreia do Sul	16	12990	4	3820	40,7
Lituania	2	2370			73,7
México	2	1360			3,9
Paquistão	2	425			1,7
Reino Unido	35	12968			21,9
Rep.Checa	5	2569			18,5
Romenia	1	650			10,9
Rússia	29	19843			14,9
Suécia	11	9432			39,0
Suiça	5	3192			35,5
Ucrânia	13	11207			47,3
TOTAL	438	351 327	32	32 428	-

2.3.1.2. Reatores de Pesquisa

Os reatores de pesquisa são normalmente reatores com potência relativamente baixa em comparação com os destinados à geração de energia. No Brasil existem quatro reatores de pesquisa em operação:

- reator IEA-R1 no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN/CNEN em São Paulo;
- reator IPEN-MB-01 no Centro Tecnológico da Marinha em São Paulo - CTMSP;
- reator Triga no Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear - CDTN/CNEN em Belo Horizonte;
- reator Argonauta no Instituto de Engenharia Nuclear - IEN/CNEN, no Rio de Janeiro.

O reator IEA-R1 tem 5 MWe de potência e além de ser usado para pesquisa, é usado para a produção de radioisótopos. Os reatores Triga e Argonauta tem a potência da ordem de centenas de KWe. O reator IPEN-MB-01 é usado principalmente para testes de materiais e combustíveis.

2.3.2. O Ciclo do Combustível Nuclear

O Ciclo do Combustível Nuclear compreende todos os processos e manuseios pelos quais o combustível nuclear tem que passar, desde a mineração até a disposição do rejeito radioativo. O escopo do ciclo do combustível pode variar consideravelmente porque cada um dos muitos tipos de reator existentes no mundo tem seu combustível diferente, que requer um tratamento distinto em sua produção.

Os reatores à água pressurizada (pressurized water reactor - PWR) e reatores à água fervente (boiling water reactor - BWR), que juntos constituem a grande maioria dos reatores comerciais em funcionamento, têm, para todos os propósitos práticos, o mesmo ciclo de combustível, mudando somente o nível de enriquecimento do combustível e suas dimensões. Reatores a água pesada ou reatores refrigerados a gás, entretanto, não requerem uma planta de enriquecimento do urânio em seu ciclo, pois trabalham com o urânio natural, isto é, na distribuição isotópica encontrada na natureza.

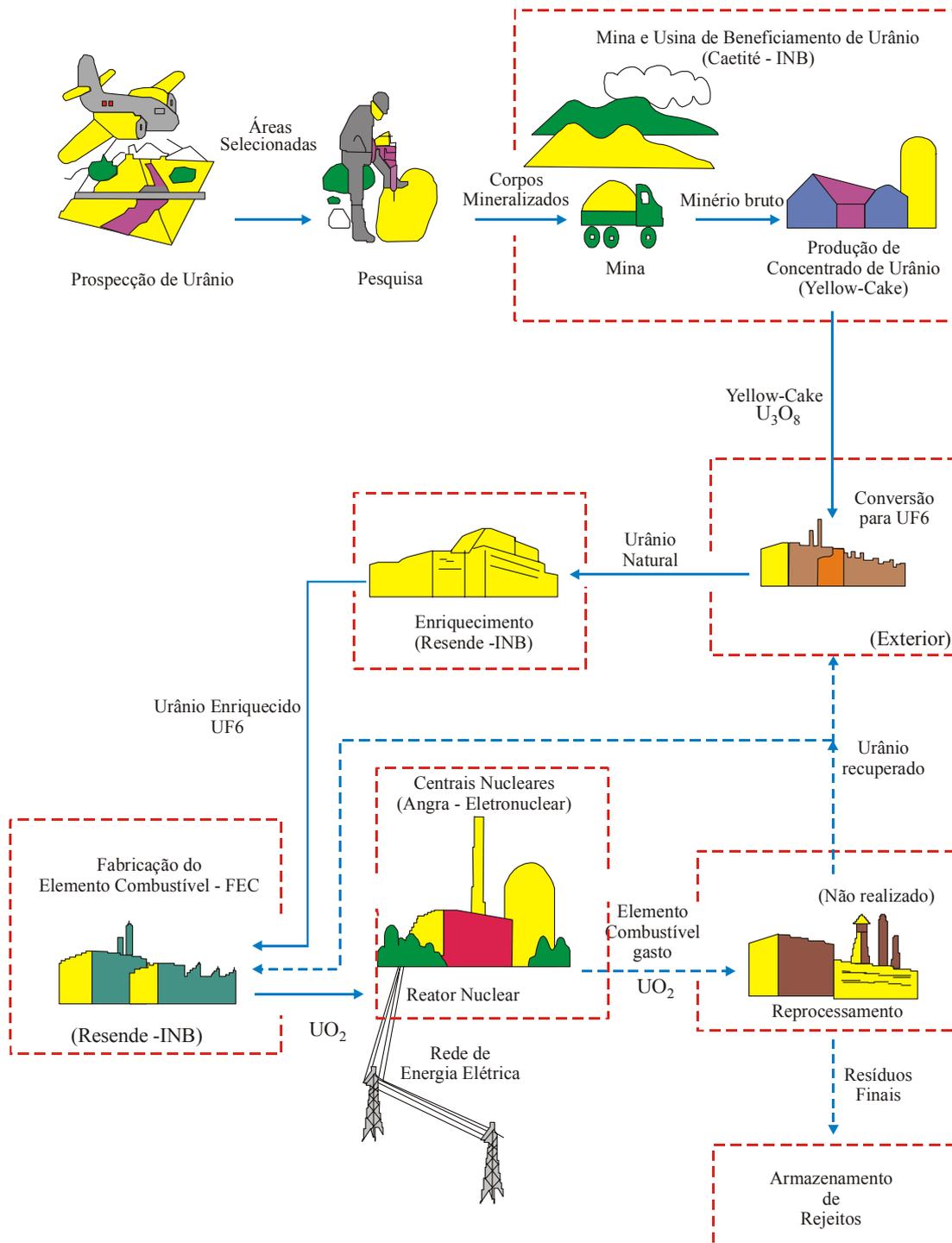


Figura 2.21 - Esquema do Ciclo do Combustível.

2.3.2.1. A mineração e extração do urânio

O urânio é um material relativamente abundante, presente em um grande número de minerais e formações geológicas. Uma quantidade considerável de urânio explorável

economicamente existe na Austrália, no Canadá, na Nigéria, nos Estados Unidos e na África do Sul. Embora somente um quarto de seu território tenha sido devidamente prospectado, o Brasil detém a sexta reserva mundial. O teor de urânio nas minas mais ricas varia de 0,1% até quase 1%. Muitas minas de urânio contêm o urânio associado a outros minerais de interesse. No Brasil, o urânio de Itataia, Ceará, está associado ao fosfato. A definição de uma jazida em relação a ser economicamente explorável depende de um conjunto de fatores, como o tipo do minério, a tecnologia disponível e seu rendimento, o preço do urânio no mercado internacional, e fatores ambientais que podem dificultar sua extração.

A mineração do urânio pode ser feita a céu aberto ou em minas subterrâneas. No Brasil, Poços de Caldas iniciou-se com mineração subterrânea, passando posteriormente para mineração a céu aberto. A mina de Caetité, na Bahia, utiliza a mineração a céu aberto.

A extração do urânio depende do minério em que se encontra, a partir do qual é definido o processo de melhor economicidade para sua extração. O minério de urânio é normalmente moído para facilitar o ataque por agentes químicos. O urânio é então lixiviado com ácido para ser extraído do minério. A solução obtida, denominada licor, é depois purificada por métodos químicos comuns. O produto final é um concentrado de urânio (U_3O_8), sólido, de cor amarela, conhecido por “yellow-cake”, que contém aproximadamente 70% do urânio do minério.

Ainda que uma planta de mineração consuma uma quantidade razoável de água para sua operação, seu funcionamento não precisa se constituir em algo prejudicial para os lençóis de água da região, bastando somente o manejo adequado. Os acidentes potenciais considerados na mineração são aqueles relacionados à mineração convencional de minérios com metais pesados. Os maiores cuidados são relacionados à contaminação ambiental. Em relação ao trabalhador, a maior preocupação para minas a céu aberto é a inalação de poeira e, para minas subterrâneas, além da poeira, a presença de radônio acumulado no ambiente.

2.3.2.2. Conversão para hexafluoreto de urânio (UF_6)

O concentrado de urânio extraído do minério consiste de óxidos de urânio. Uma planta química converte o óxido de urânio em hexafluoreto de urânio (UF_6). O hexafluoreto de urânio é uma substância sólida em temperatura ambiente, que sublima para o estado gasoso na temperatura de 64°C. Ele reage fortemente com água e também com o vapor de água atmosférico.

Durante o armazenamento e transporte, o urânio deve ser mantido em contêineres à prova de ar. Esses contêineres são cilindros robustos, de diversos tamanhos padronizados e com qualidade controlada. Nesse estágio do ciclo do combustível o concentrado de urânio é purificado e preparado para o processo de enriquecimento.

2.3.2.3. O enriquecimento isotópico do urânio

O processo de enriquecimento consiste em alterar a distribuição isotópica do urânio existente na natureza, aumentando a proporção do isótopo 235 do urânio, criando condições para a realização da reação em cadeia. Os combustíveis de reatores comerciais tipo PWR são

enriquecidos em níveis de 3,5 -5,0%. Para reatores de submarinos nucleares ou reatores de pesquisa, o nível de enriquecimento é da ordem de 20%

O método de enriquecimento utilizado no Brasil é o da ultracentrifugação gasosa, sendo o Brasil um dos oito países no mundo a dominar a tecnologia do enriquecimento. Nesse processo o hexafluoreto de urânio, mantido em estado gasoso utilizando parâmetros de pressão e temperatura, é centrifugado em altíssimas velocidades. A fração mais pesada do gás, mais pobre nas moléculas contendo o isótopo U-235, concentra-se nas regiões mais externas do volume da centrífuga, enquanto que a fração mais leve concentra-se junto ao eixo. Separando-se a extração de cada região pode-se obter uma fração mais enriquecida no isótopo 235, que é o que se deseja, e outra mais empobrecida nesse isótopo. A capacidade de separação de cada unidade isoladamente é muito pequena e é necessária uma enorme quantidade de estágios trabalhando em paralelo e em série. Esses conjuntos constituem-se o que é chamado de uma *cascata de enriquecimento*.

Existem outros métodos de enriquecimento de urânio, como a difusão gasosa, o enriquecimento por separação por eletromagnética, o enriquecimento por jato centrífugo, o enriquecimento por troca iônica e o enriquecimento à laser. Dos métodos existentes, somente a ultracentrifugação e a difusão gasosa são utilizados comercialmente nos dias de hoje.

No processo de enriquecimento de urânio, além do urânio enriquecido em U-235 resulta também o urânio empobrecido nesse isótopo, que também é chamado de urânio depletado. Esse urânio, em função de sua alta densidade específica, tem sido usado como blindagem para radiação gama e também na indústria bélica, em blindagem pesada e em pontas perfurantes de projéteis.

O acidente potencial associado com o processo de conversão e com o de enriquecimento é o vazamento de hexafluoreto de urânio. A toxicidade química do urânio e do flúor são os principais eventos neste tipo de acidente. A liberação de hexafluoreto resulta na formação de ácido fluorídrico e compostos de flúor e urânio, mais pesados que o ar. O efeito da radioatividade é menos significativo que o efeito tóxico do ácido fluorídrico e que o efeito químico do urânio como metal pesado.

2.3.2.4. A fabricação do elemento combustível

Os reatores à água leve, como Angra 1 e Angra 2, utilizam o combustível constituído de óxido de urânio encapsulado em tubos de zircaloy (liga especial, resistente à corrosão, bastante permeável à passagem de nêutrons e boa condutora de calor).

O passo seguinte após o enriquecimento é a conversão do hexafluoreto de urânio em pó de dióxido de urânio. Esse processo é comumente denominado reconversão. E consiste em transformar o hexafluoreto de urânio em UO_2 que é um pó de coloração cinza escuro metálico.

O pó é então comprimido em pequenas pastilhas cilíndricas que são cozidas à uma temperatura da ordem de 1700°C. O material assim preparado é um material cerâmico e pelas suas características tem alta capacidade de retenção dos produtos de fissão resultantes do processo de reação nuclear. Essas pastilhas recebem um acabamento e são montadas dentro dos tubos de zircaloy. Por sua vez, esses tubos ou varetas, são montados em conjuntos sustentados por grades, constituindo cada conjunto um elemento combustível. São utilizados 121 elementos combustíveis em um reator do tipo de Angra 1 e 193 elementos em Angra 2.

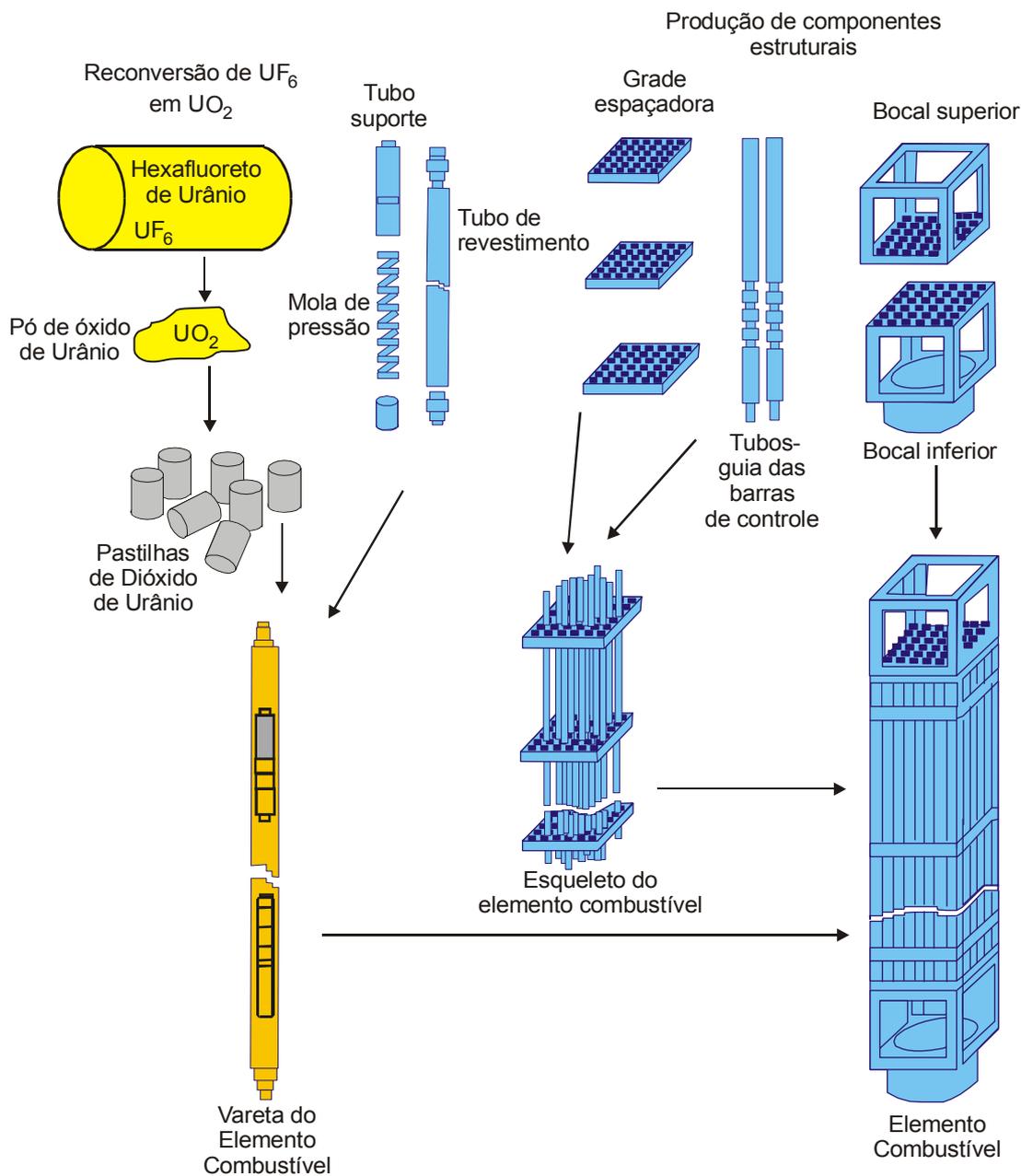


Figura 2.22 - Elemento combustível

Na planta de reconversão e fabricação de elemento combustível os acidentes potenciais considerados mais relevantes, além do vazamento de hexafluoreto de urânio, são os acidentes de criticalidade. Esses acidentes ocorrem quando por algum motivo uma quantidade de urânio enriquecido suficiente para iniciar uma reação em cadeia é agregada em uma geometria que crie as condições para essa reação. O resultado é a emissão de grande quantidade de radiação e calor.

2.3.2.5. O reprocessamento do combustível

Depois de utilizado, o combustível queimado de um reator nuclear ainda contém material

fissil - valores típicos para reatores à água leve são 0,7-0,8% de U-235 e 0,6-0,7% de plutônio. O aproveitamento desse material para a fabricação de novos elementos combustíveis pode ser feito por meio do seu reprocessamento. Além do urânio, o plutônio pode ser utilizado para a fabricação de combustível, com óxido misto de urânio e plutônio. Nesse tratamento, os elementos combustíveis são dissolvidos e, através de um conjunto de operações de separação, os materiais utilizáveis são separados dos que são considerados definitivamente rejeitos.

O reprocessamento é também realizado com materiais provenientes dos arsenais atômicos.

As plantas de enriquecimento e de conversão são projetadas para trabalhar com urânio com uma radioatividade muito pequena. Dessa forma são estabelecidos requisitos muito restritivos para o trabalho com urânio reprocessado, que normalmente vem contaminado com outros materiais provenientes das reações de fissão.

Os acidentes potenciais previstos em uma planta de reprocessamento são os de vazamento e de criticalidade, além de explosões químicas e incêndio. As plantas de reprocessamento merecem maior atenção em função da quantidade de material altamente radioativo que manipulam.

2.3.2.6. Rejeitos radioativos no ciclo do combustível

Os rejeitos radioativos são constituídos por material não aproveitado produzido em cada uma das fases do ciclo do combustível. Em todas essas fases existe a produção de uma certa quantidade de material contaminado, como roupas, luvas, ferramentas, filtros e componentes dos equipamentos substituídos. Esses tipos de material fazem parte dos rejeitos de baixa e média atividade.

O rejeito da extração do urânio consiste do estéril moído e lixiviado contendo traços de urânio, algum tório, rádio e polônio. Há também o radônio liberado na atmosfera. Muitas vezes são adicionados aditivos para a neutralização da massa de rejeitos. O maior cuidado com os rejeitos da mineração é evitar a contaminação do ambiente com o restante do urânio que não foi retirado do material, mas que se encontra mais disponibilizado depois dos tratamentos a que foi submetido.

Na fase de conversão, o principal rejeito é o proveniente da purificação do urânio.

No enriquecimento não existe rejeito do processo, exceto material contaminado. Da mesma forma na reconversão e na fabricação de pastilhas e montagem do elemento combustível.

Nos reatores de potência tipo PWR, a maior quantidade de rejeito é constituída de rejeitos de baixa e média atividade. Os rejeitos de alta atividade são os que provém do reprocessamento do combustível queimado. Alguns países optaram por não reprocessar o combustível, como é o caso dos Estados Unidos. Nesse caso, o rejeito de alta atividade é o próprio combustível queimado.

O reprocessamento, além do material contaminado, produz como rejeito o material que é separado daquele que será reutilizado.

2.3.2.7. Instalações nucleares industriais do Ciclo do Combustível no Brasil

Caetité-BA

No interior da Bahia, na cidade de Caetité, encontram-se as instalações da Mina e Usina de Beneficiamento de Urânio das Indústrias Nucleares do Brasil-INB. Esse urânio é extraído do minério pelo processo de lixiviação estática e beneficiado no local, produzindo o “yellow-cake”, que é enviado ao exterior para purificação, conversão em hexafluoreto de urânio e posterior enriquecimento. A previsão de produção é de 400t/ano de U_3O_8 na forma de diuranato de amônio (DUA).

Resende

No acordo de Cooperação Nuclear com a Alemanha foi acertada a transferência de tecnologia de várias etapas da fabricação do elemento combustível nuclear. Assim, foram construídas em Resende, com tecnologia alemã, as instalações das Indústrias Nucleares do Brasil - INB referentes à fabricação de pó e das pastilhas e à fabricação de componentes e montagem do elemento combustível.

O urânio, após o processo de enriquecimento, é recebido nas instalações da INB ainda na forma de hexafluoreto de urânio e é processado para a obtenção do pó e para a confecção das pastilhas. Essas pastilhas são montadas em varetas, com sistemas de molas, para pressionar as pastilhas e guardar espaço para os gases radioativos e inertes, gerado em seu interior.

As varetas são montadas em grades e cada conjunto (assembler) constitui um elemento combustível para o reator. Está sendo construído em 2002, também em Resende, a Unidade de Enriquecimento Isotópico de Urânio, que utiliza a tecnologia nacional de ultracentrifugação transferida pela Marinha do Brasil.

Poços de Caldas

As atividades de mineração da antiga mina de urânio estão definitivamente suspensas. Existem projetos de uso de suas instalações para o processamento de minérios com urânio e tório associados, como por exemplo, a produção de terras raras a partir do processamento de monazita.

2.3.2.8. Instalações nucleares de pesquisa do Ciclo do Combustível no Brasil

O Brasil é um dos poucos países do mundo a possuir o domínio completo da tecnologia do Ciclo do Combustível Nuclear. Esse desenvolvimento tecnológico foi feito principalmente nas instalações do IPEN e do Centro de Tecnologia da Marinha de São Paulo (CTMSP), antiga

COPESP. Os demais institutos da CNEN e centros de pesquisa de outras instituições também participaram deste programa como um todo.

IPEN-SP

O IPEN mantém em funcionamento sua capacidade de produzir combustível para reatores de pesquisa, trabalhando principalmente com o urânio metálico. Tem ainda condições de produzir esse combustível à partir do hexafluoreto enriquecido. Além de produzir o combustível para o IEA-R1, produz também para os outros reatores de pesquisa do país. Grande parte das instalações, onde foram realizados muitos dos trabalhos pioneiros do desenvolvimento nacional da tecnologia do ciclo do combustível, está hoje desativada. O IPEN mantém ainda pesquisas sobre a utilização de combustíveis em reatores.

CTMSP

Esse centro, construído no local denominado Aramar (de *ara-terra* e *mar-Marinha*), situa-se em Iperó, no estado de São Paulo. É o principal centro de pesquisas da Marinha do Brasil para a área nuclear, e reúne as principais pesquisas em andamento no ciclo do combustível nuclear no Brasil.

No CTMSP, além das instalações piloto e de demonstração de enriquecimento de urânio e de fabricação de elemento combustível para reatores de pesquisa, está em construção uma unidade de demonstração de purificação de urânio e conversão para hexafluoreto de urânio. Possui instalações junto ao IPEN, na cidade de São Paulo, onde são realizadas pesquisas complementares.

CDTN-BH

O CDTN foi o principal centro nacional de suporte técnico para as pesquisas de desenvolvimento do processo de enriquecimento por jato centrífugo, no tempo em que a Nuclebrás era a empresa responsável pelas atividades industriais nucleares no país. Esse processo era desenvolvido em conjunto com a Alemanha. O CDTN mantém pesquisas na área de combustíveis de reatores.

IEN-RJ

Na fase de desenvolvimento do Programa Autônomo para o Ciclo do Combustível, o IEN participou principalmente do desenvolvimento de substâncias químicas essenciais e estratégicas para as diversas etapas da produção do combustível nuclear. Desenvolveu também pesquisas sobre o processo de enriquecimento de urânio utilizando colunas de resina de troca iônica. Atuou também na área de caracterização do combustível de reatores de pesquisa produzido com urânio metálico.

O Laboratório de Processos de Poços de Caldas destacou-se como local de estudo dos processos de extração e beneficiamento de urânio das diversas jazidas do país, com trabalhos sobre o minério de Poços de Caldas, da jazida de Lagoa Real, em Caetité, e de Itataia. Hoje atua como laboratório de apoio ao licenciamento e controle das instalações nucleares.

2.4. INSTALAÇÕES RADIATIVAS NO BRASIL

As instalações radiativas podem ser classificadas em 5 grandes áreas conforme mostrado na Figura 2.23. As instalações médicas, industriais, de ensino e pesquisa foram agrupadas pelas práticas adotadas. As áreas de distribuição e serviços estão agrupadas por equipamento ou operações envolvendo fontes de radiação, conforme aplicável. Em 2000, o cadastro nacional incluía 2.925 instalações radiativas. Embora cerca de 70% das instalações estejam concentradas na região Sudeste, é esperado um crescimento nas demais regiões. Das instalações existentes no cadastro, 1202 operam na área de medicina, 914 na área de indústria, 628 na área de pesquisa e as demais na área de serviços e distribuição.

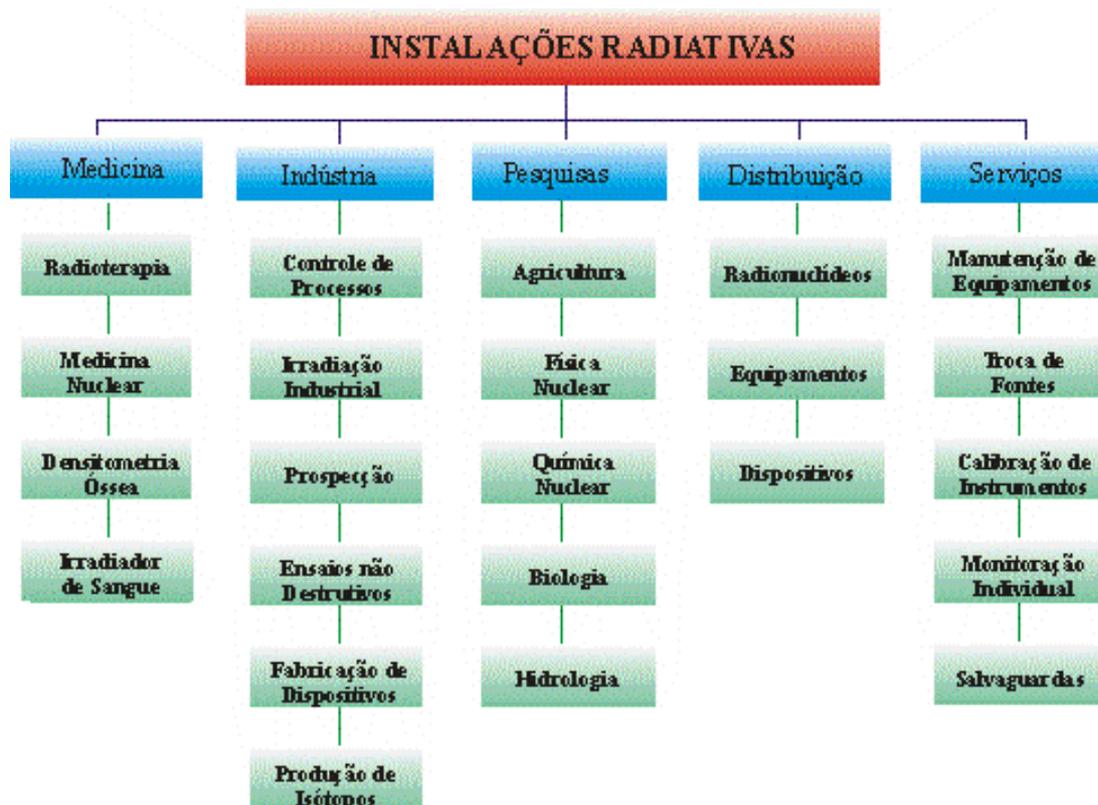


Figura 2.23 - Tipos de Instalações Radiativas no Brasil.

2.4.1. Instalações médicas

2.4.1.1 Serviços de Radioterapia

O país segue a tendência mundial de substituição de equipamentos de telecobaltoterapia por aceleradores lineares e de fontes de braquiterapia convencional por equipamentos de alta taxa de dose, além da disseminação dos implantes temporários e definitivos principalmente com fontes de ^{125}I . Em 1999 e 2000, os Serviços de Radioterapia no país operaram 2942 fontes radioativas de braquiterapia (sementes, tubos e agulhas), 110 equipamentos de ^{60}Co e 78 aceleradores lineares.

2.4.1.2 Serviços de Medicina Nuclear

Os crescentes avanços do uso de radioisótopos em Medicina, tanto devido à substituição dos métodos de irradiações externa por irradiação interna em terapia, como ao emprego de novos radiofármacos em diagnóstico, tem refletido em um enorme crescimento na disseminação e no uso dessas técnicas. A Figura 2.24 mostra o aumento de procedimentos com radiofármacos nos últimos anos no país.

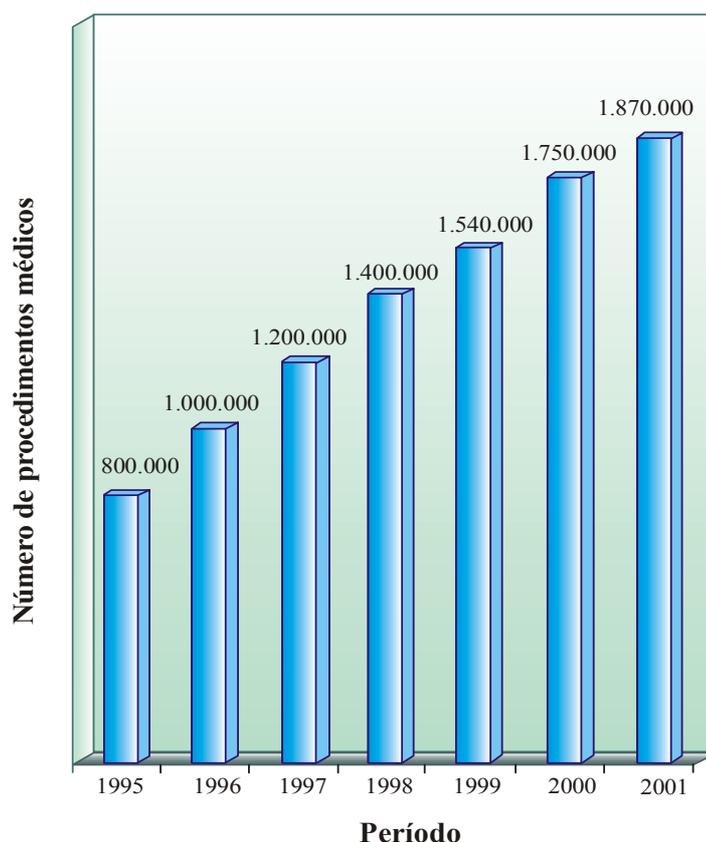


Figura 2.24 - Evolução do número do procedimentos médicos no país, no período de 1995 a 2001

2.4.2 Instalações Industriais

2.4.2.1. Instalações de radiografia industrial

A utilização da radiografia industrial no Brasil voltou a ter um aumento de demanda com a construção do gasoduto Brasil-Bolívia e depois com sua duplicação. A radiografia industrial tem grande utilização na verificação da qualidade das soldas nas junções das tubulações. É também muito utilizada no controle de qualidade da produção de peças metálicas ou estruturas de concreto. Em 2000, as empresas de radiografia industrial operaram 148 fontes de ^{192}Ir fabricadas pelo IPEN/CNEN/SP e 27 fontes importadas de ^{60}Co .

2.4.2.2 Indústrias que operam medidores nucleares

As indústrias siderúrgicas, petroquímicas, fabricantes de bebidas, de plásticos e papel em geral utilizam equipamentos fixos com fontes radioativas incorporadas para medição de nível ou espessura, assim como medidores portáteis para medição de densidade e compactação de solos. Dentre um total de 3315 fontes radioativas utilizadas, as principais são: ^{137}Cs , ^{241}Am , ^{60}Co , ^{90}Sr e ^{85}Kr .

2.4.2.3. Serviços de perfilagem de petróleo

Em 2000, 6 empresas operaram 13 bases de prospecção de petróleo, localizadas nas regiões Norte e Nordeste e na Bacia de Campos com um total de 380 fontes radioativas. As fontes utilizadas são: ^{241}Am , ^{60}Co , ^{226}Ra , ^{137}Cs e fontes de nêutrons de Am-Be.

2.4.2.4. Irradiadores industriais de grande porte

Em 2002 existem no país seis irradiadores industriais de grande porte, sendo cinco em São Paulo, nas cidades de São José dos Campos, Campinas, Jarinu e Cotia, e um em Manaus. Esses irradiadores operam com fontes de ^{60}Co e são utilizados para preservação de alimentos e esterilização de artigos médicos.

2.4.3. Instalações de Pesquisa

O uso de material radioativo em pesquisa se dá principalmente em universidades e centros especializados. As finalidades das pesquisas são as mais diversas: física nuclear, biologia, agricultura, saúde, meio ambiente, hidrologia e outras. Em 2000, 541 instalações de pesquisa estavam cadastradas na CNEN. As fontes mais utilizadas são ^3H , ^{14}C , ^{22}Na , ^{55}Fe , ^{63}Ni , ^{125}I , ^{226}Ra , ^{35}S , ^{233}U , ^{234}U e ^{32}P .

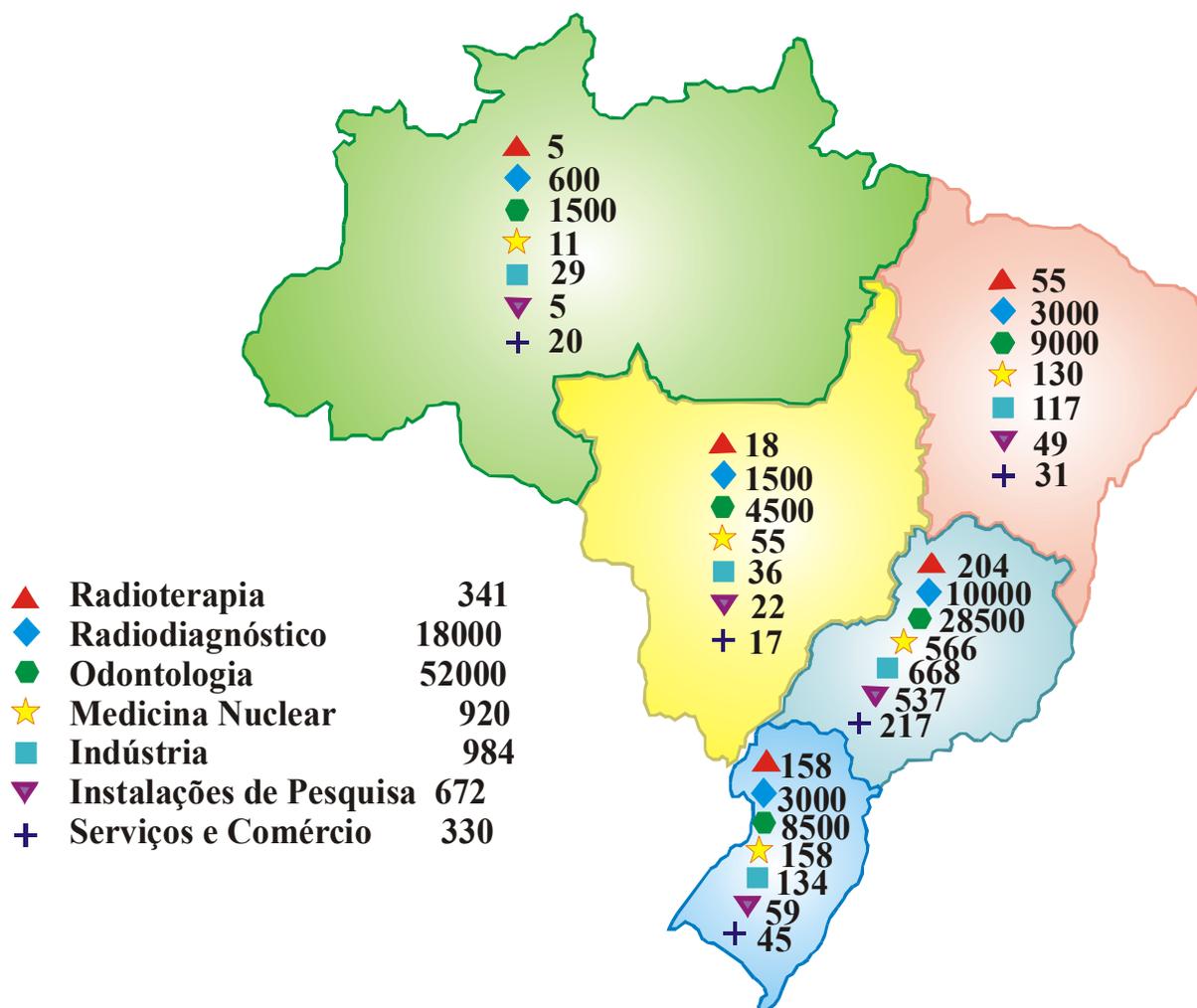


Figura 2.25 - Distribuição das Instalações Radiativas no Brasil.

CAPÍTULO 3

INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

3.1. IONIZAÇÃO, EXCITAÇÃO, ATIVAÇÃO E RADIAÇÃO DE FREAMENTO

Sob o ponto de vista físico, as radiações ao interagir com um material, podem nele provocar excitação atômica ou molecular, ionização ou ativação do núcleo.

3.1.1. Excitação atômica ou molecular

Interação onde elétrons são deslocados de seus orbitais de equilíbrio e, ao retornarem, emitem a energia excedente sob a forma de luz ou raios X característicos.

3.1.2. Ionização

Interação onde elétrons são removidos dos orbitais pelas radiações, resultando elétrons livres de alta energia, íons positivos ou radicais livres quando ocorrem quebra de ligações químicas.

3.1.3. Ativação do núcleo

A interação de radiações com energia superior à energia de ligação dos nucleons com um material, pode provocar reações nucleares, resultando num núcleo residual e emissão de radiação. A absorção de nêutrons de baixa energia, denominados de *nêutrons térmicos*, pode ocorrer com uma certa frequência dependendo da natureza do material irradiado e da probabilidade de captura do nêutron pelo núcleo (ver Figura 3.1), deixando-o também em um estado excitado.

3.1.4. Radiação de freamento

As radiações constituídas por partículas carregadas como alfa, beta e elétrons acelerados, ao interagir com a matéria, podem converter uma parte de sua energia de movimento, cerca de 5%, em radiação eletromagnética. Esta radiação, denominada de raios X de freamento, é o resultado da interação entre os campos elétricos da partícula incidente, do núcleo e dos elétrons atômicos. Ocorre com maior probabilidade na interação de elétrons com átomos de número atômico elevado. Devido ao mecanismo e ao ângulo aleatório de saída da partícula após a

interação, a energia convertida em raios X é imprevisível, com valor variando de zero até um valor máximo, igual à energia cinética da partícula incidente.

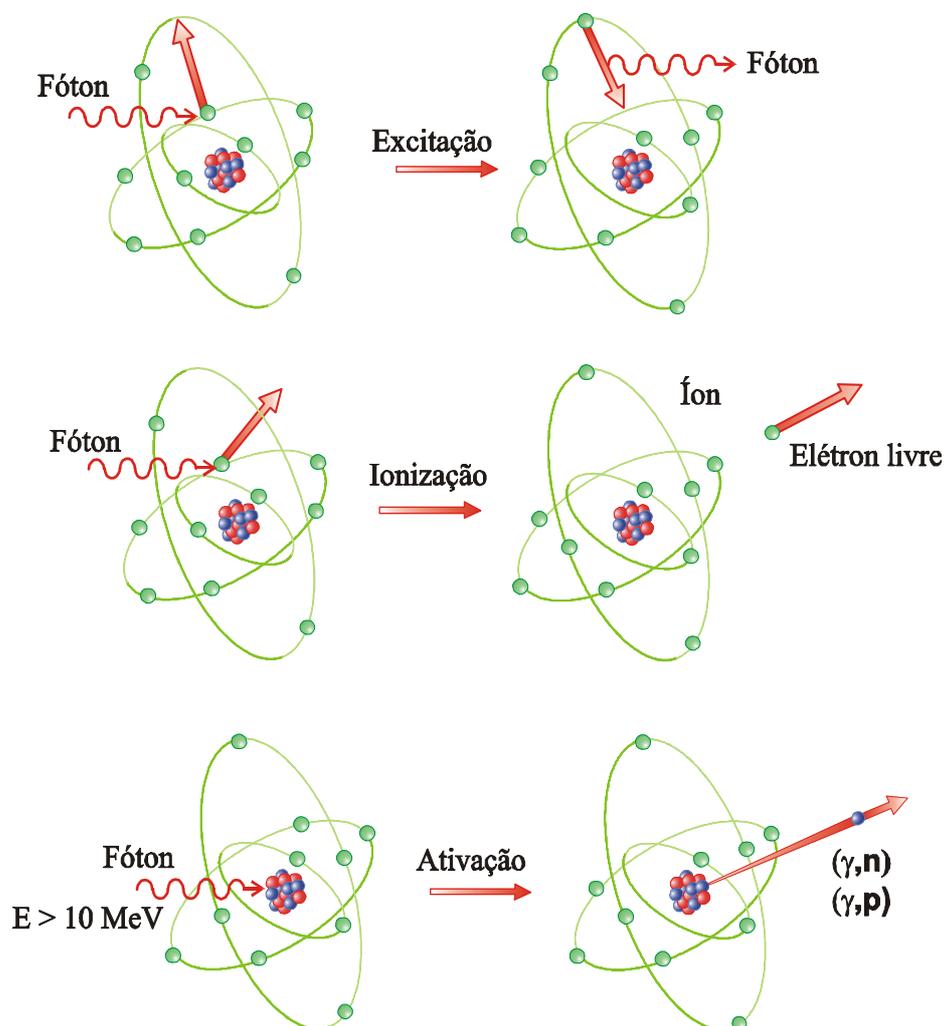


Figura 3.1 - Modos de interação da radiação com a matéria.

3.2. RADIAÇÕES DIRETAMENTE E INDIRETAMENTE IONIZANTES

No processo de transferência de energia de uma radiação incidente para a matéria, as radiações que têm carga, como elétrons, partículas α e fragmentos de fissão, atuam principalmente por meio de seu campo elétrico e transferem sua energia para muitos átomos ao mesmo tempo, e são denominadas radiações diretamente ionizantes. As radiações que não possuem carga, como as radiações eletromagnéticas e os nêutrons, são chamadas de radiações indiretamente ionizantes, pois interagem individualmente transferindo sua energia para elétrons, que irão provocar novas ionizações.

3.2.1. Interação

No contexto das radiações indiretamente ionizantes (fótons e nêutrons), a palavra interação é aplicada aos processos nos quais a energia e/ou a direção da radiação é alterada. Tais processos são randômicos e, dessa forma, só é possível falar na probabilidade de ocorrência das interações.

3.2.2. Probabilidade de interação ou secção de choque

Secção de choque para uma radiação em relação a um dado material é a probabilidade de interação por unidade de fluência de partículas daquela radiação por centro de interação do material. Fluência é o número de partículas que passa por unidade de área.

Secção de choque (σ) para uma radiação em relação a um dado material pode ser representada pela área aparente que um centro de interação (núcleo, elétron, átomo) apresenta para que haja uma interação com a radiação que o atinge. A dimensão da secção de choque é $[L^2]$ e a unidade no SI é o m^2 . Como é utilizada para dimensões da ordem do raio do núcleo, é adotada uma unidade especial, o *barn* (b), que vale $10^{-28} m^2$.

3.3. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA

As radiações eletromagnéticas ionizantes de interesse são as radiações X e gama. Devido ao seu caráter ondulatório, ausência de carga e massa de repouso, essas radiações podem penetrar em um material, percorrendo grandes espessuras antes de sofrer a primeira interação. Este poder de penetração depende da probabilidade ou secção de choque de interação para cada tipo de evento que pode absorver ou espalhar a radiação incidente. A penetrabilidade dos raios X e gama é muito maior que a das partículas carregadas, e a probabilidade de interação depende muito do valor de sua energia.

Os principais modos de interação, excluindo as reações nucleares, são o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a produção de pares.

3.3.1. Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é caracterizado pela transferência total da energia da radiação X ou gama (que desaparece) a um único elétron orbital, que é expelido com uma energia cinética E_c bem definida,

$$E_c = h \nu - B_e$$

onde h é a constante de Planck, ν é a frequência da radiação e B_e é a energia de ligação do elétron orbital.

Como E_c expressa a energia do fóton, a menos de um valor constante B_e , com a sua transferência para o material de um detector, pode ser utilizada como mecanismo de identificação do fóton e de sua energia (Figura 3.2).

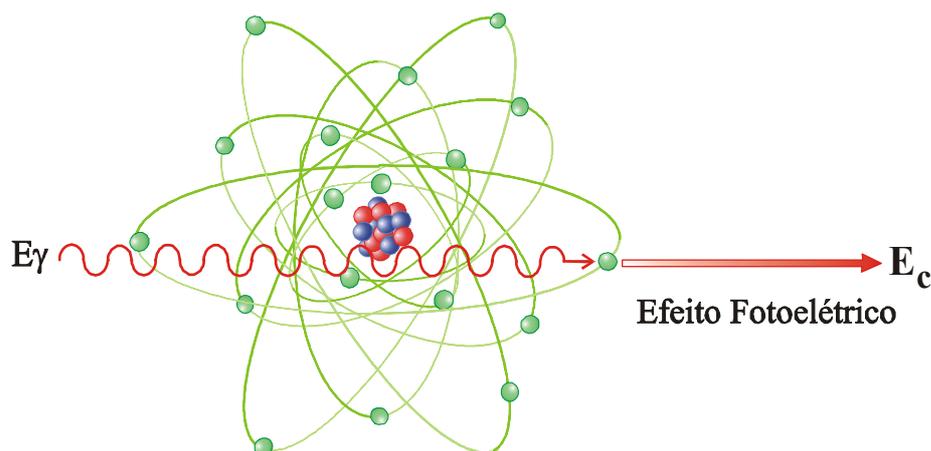


Figura 3.2 - Representação do efeito fotoelétrico

Nota: Como a transferência de energia do elétron de ionização para o meio material produz uma ionização secundária proporcional, a amplitude de pulso de tensão ou a intensidade de corrente proveniente da coleta dos elétrons ou íons, no final do processo, expressam a energia da radiação incidente.

A direção de saída do fotoelétron em relação à de incidência do fóton varia com a energia. Para altas energias (acima de 3 MeV), a probabilidade do elétron sair na direção e sentido do fóton é alta; para baixas energias (abaixo de 20 keV) a maior probabilidade é a de sair com um ângulo de 70° . Isto devido a ação dos campos elétrico e magnético que, variando na direção perpendicular à de propagação do fóton, exercem força sobre o elétron na direção de 90° , e se compõe com o momento angular do elétron.

Nota: O alcance de um fotoelétron de 1 MeV é cerca de 1,8 mm no NaI(Tl) e 0,8 mm no Ge, que são substâncias utilizadas para a confecção de detectores de radiação.

O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos químicos de elevado número atômico Z . A probabilidade de ocorrência aumenta com $(Z)^4$ e decresce rapidamente com o aumento da energia. Para o chumbo, o efeito fotoelétrico é predominante para

energias menores que 0,6 MeV e para o alumínio para energias menores que 0,06 MeV. Na Figura 3.3 são apresentados os valores dos coeficientes de atenuação total para radiação gama para o chumbo, em função da energia, onde se pode observar a contribuição do efeito fotoelétrico e das energias de ligação das camadas eletrônicas K e L, nas faixas de energia de 10,4 a 59,8 keV e 74,8 a 89 keV.

3.3.2. Pico de absorção K para o efeito fotoelétrico

Para que o processo fotoelétrico ocorra com um elétron em particular, a energia do fóton não pode ser menor que a energia de ligação B_e do elétron no átomo. Para fótons com energia maior que B_e , a probabilidade decresce à medida que cresce essa energia, isto é, a probabilidade de interação é máxima quando a energia do fóton for igual a energia de ligação B_e . Nessa região de energia, a seção de choque atômica para o efeito fotoelétrico varia aproximadamente com $(h\nu)^{-3}$. Mais de 80% das interações primárias são na camada K, quando a interação com essa camada é permitida ($h\nu > B_K$). Quando a energia do fóton atinge a energia de ligação da camada K, há então uma descontinuidade na curva que descreve a probabilidade de interação em função da energia, chamada de pico de absorção K. A probabilidade de interação, que vinha decrescendo com o aumento da energia do fóton, sofre um acréscimo repentino, para depois cair novamente. Efeito similar ocorre com a camada L. A Figura 3.3 mostra essas características para o chumbo.

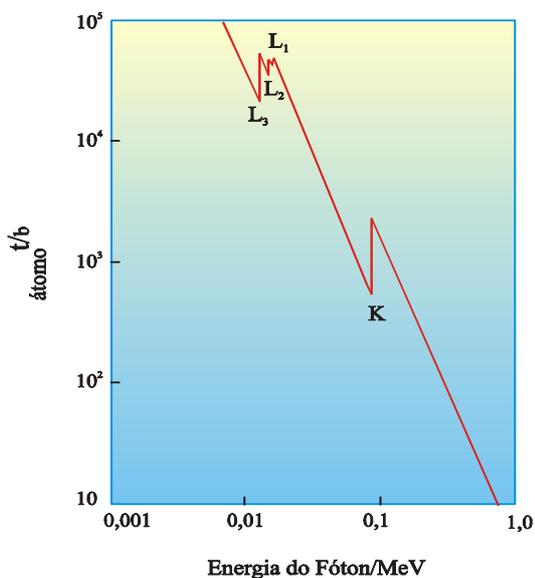


Figura 3.3 - Valores de secção de choque para efeito fotoelétrico para o chumbo, em função da energia. radiação.

3.3.3. Efeito Compton

No *efeito Compton*, o fóton é espalhado por um elétron de baixa energia de ligação, que recebe somente parte de sua energia, continuando sua sobrevivência dentro do material em outra direção. Como a transferência de energia depende da direção do elétron emergente e esta é

aleatória, de um fóton de energia fixa podem resultar elétrons com energia variável, com valores de zero até um valor máximo. Assim, a informação associada ao elétron emergente é desinteressante sob o ponto de vista da detecção da energia do fóton incidente. Sua distribuição no espectro de contagem é aleatória, aproximadamente retangular.

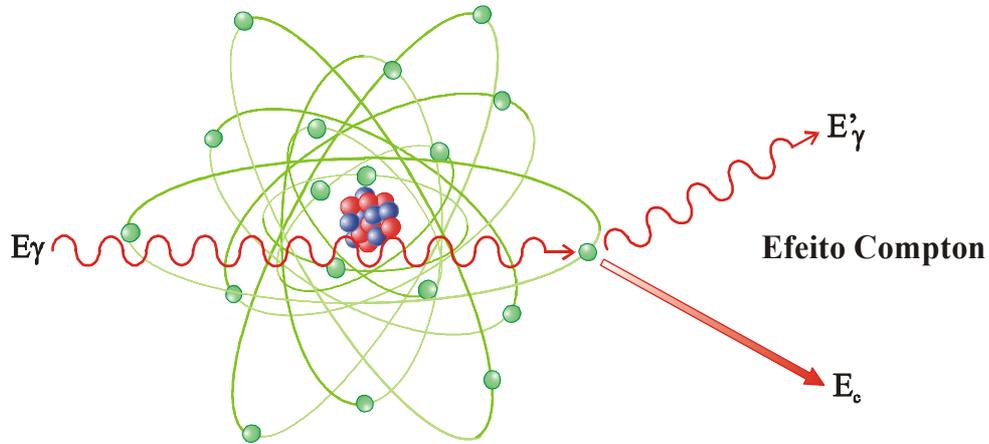


Figura 3.4 - Representação do efeito Compton

Quando a energia de ligação dos elétrons orbitais se torna desprezível face à energia do fóton incidente, a probabilidade de ocorrência de espalhamento Compton aumenta consideravelmente.

Na Figura 3.5 são mostrados os valores da variação da secção de choque para espalhamento Compton em função da energia da radiação.

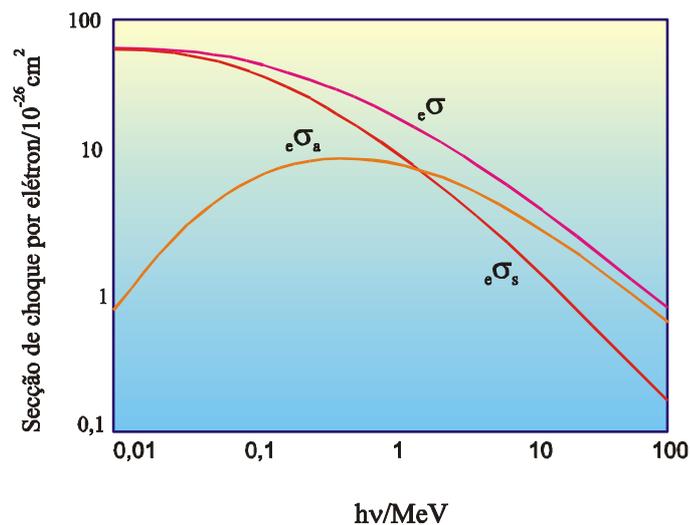


Figura 3.5 - Valores de seção de choque para espalhamento Compton (σ) em função da energia do fóton; σ_a é a seção de choque de absorção e σ_s de espalhamento da radiação no Efeito Compton.

3.3.4. Espalhamento Compton coerente ou efeito Rayleigh

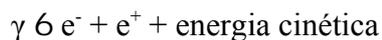
Em interações de fótons de baixa energia com elétrons muito ligados, pode ocorrer uma interação onde o átomo todo absorve o recuo e o fóton praticamente não perde energia, mudando simplesmente sua direção. Esse tipo de interação é denominado *espalhamento Compton coerente ou efeito Rayleigh*, e a direção de espalhamento predominante é para a frente.

O efeito Rayleigh tem maior probabilidade de ocorrência para baixas energias dos fótons e para valores altos de Z . Para o carbono, o efeito Rayleigh ocorre na região dos 20 keV de energia dos fótons e contribui com um máximo de 15% de participação na atenuação total.

O efeito Rayleigh pode ser considerado como um caso particular do espalhamento Compton.

3.3.5. Formação de Par

Uma das formas predominantes de absorção da radiação eletromagnética de alta energia é a produção de par elétron-pósitron. Este efeito ocorre quando fótons de energia superior a 1,022 MeV passam perto de núcleos de número atômico elevado, interagindo com o forte campo elétrico nuclear. Nesta interação, ilustrada na Figura 3.6, a radiação desaparece e dá origem a um par elétron-pósitron ($2mc^2 = 1,022 \text{ MeV}$), por meio da reação:



As duas partículas transferem a sua energia cinética para o meio material, sendo que o pósitron volta a se combinar com um elétron do meio e dá origem a 2 fótons, cada um com energia de 511 keV.

Nota: No caso de ocorrer a formação de par num detector, dependendo de suas dimensões, a probabilidade de escape de um fóton ou mesmo até dos 2 fótons de 511 keV, pode ser significativa e, assim, no espectro, observam-se 3 picos de contagem; o primeiro correspondente à energia do fóton incidente, o segundo com energia desfalçada de 511 keV e o terceiro, desfalçado de 1,02 MeV, correspondentes, respectivamente, à detecção total do fóton, a escape simples e escape duplo.

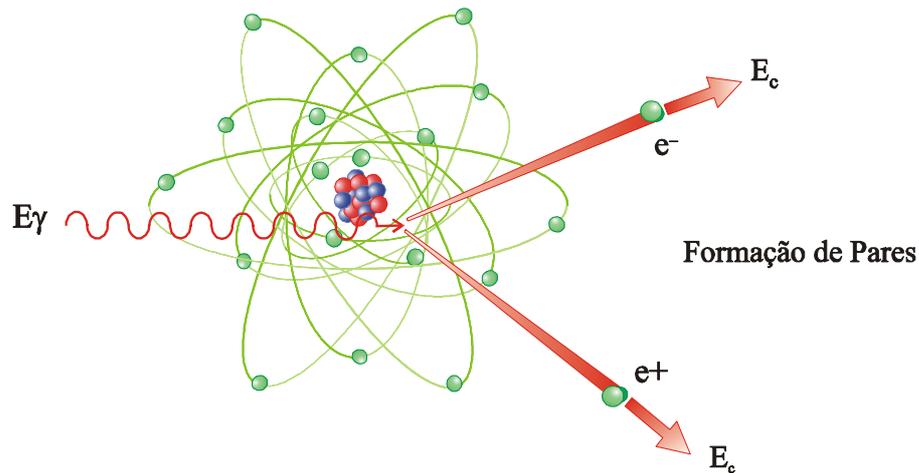


Figura 3.6 - Representação do efeito de produção de pares.

3.3.6. Importância relativa dos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares

As interações fotoelétricas predominam para todos os materiais em energias de fótons suficientemente baixas, mas à medida em que a energia cresce, o efeito fotoelétrico diminui mais rapidamente que o efeito Compton e este acaba se tornando o efeito predominante. Continuando a aumentar a energia do fóton, ainda que o efeito Compton decresça em termos absolutos, continua aumentando em relação ao efeito fotoelétrico. Acima da energia de alguns MeV para o fóton, a produção de pares passa a ser a principal contribuição para as interações de fótons. A Figura 3.7 mostra a variação da participação de cada um desses processos para a variação de Z e da energia dos fótons. A Figura 3.8 mostra essa contribuição para o caso do carbono e do chumbo.

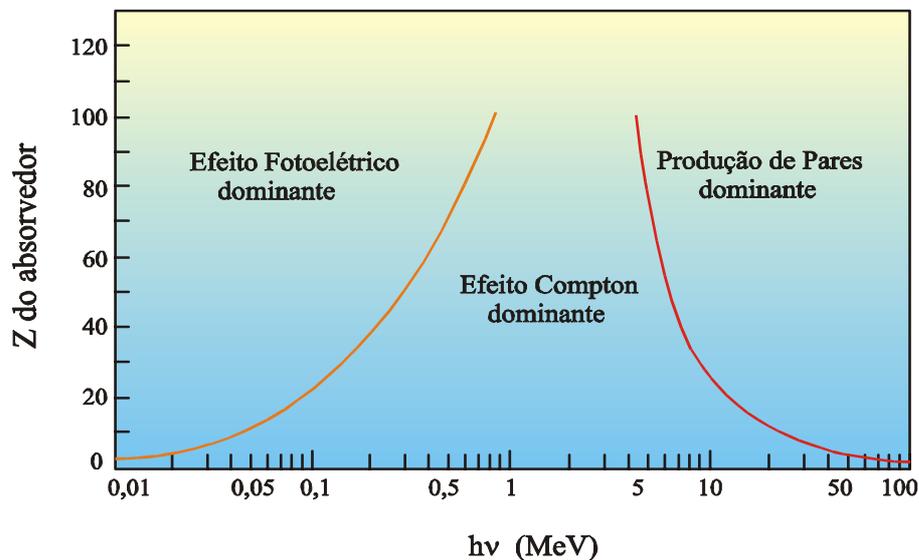


Figura 3.7 - Importância relativa dos diversos processos de interação dos fótons com a matéria em função da energia do fóton e do número atômico do material.

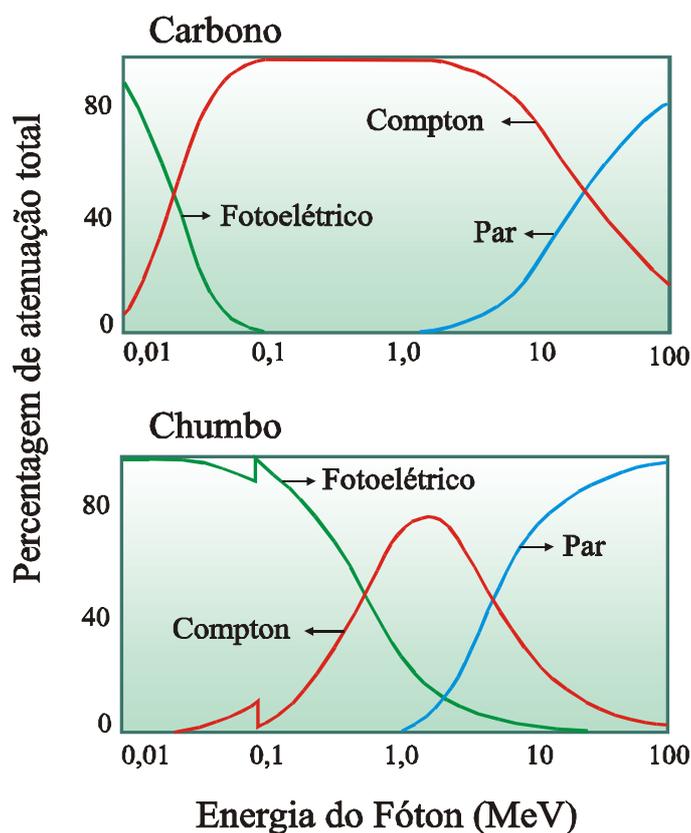


Figura 3.8 - Probabilidade relativa de diferentes efeitos para fótons de diferentes energias no carbono e no chumbo.

3.3.7. Coeficiente de atenuação linear total, μ

Quando um feixe de radiação gama ou X incide sobre um material de espessura x , parte do feixe é espalhada, parte é absorvida pelos processos já descritos e uma fração atravessa o material sem interagir. A intensidade I do feixe emergente está associada à intensidade I_0 do feixe incidente, pela relação:

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

onde μ é a probabilidade do feixe sofrer atenuação devido a eventos de espalhamento Compton, absorção fotoelétrica ou formação de pares, sendo denominado de Coeficiente de Atenuação Linear Total.

Assim, negligenciando as reações fotonucleares e o espalhamento Rayleigh, o coeficiente de atenuação linear total pode ser escrito como:

$$\mu = \sigma + \tau + \kappa$$

onde:

- σ = coeficiente de atenuação linear Compton total (espalhamento e absorção), que é a probabilidade do fóton ser espalhado para fora da direção inicial do feixe pelo material absorvedor.
- κ = coeficiente de atenuação devido ao efeito fotoelétrico
- τ = coeficiente de atenuação linear devido à formação de par

A Figura 3.9 ilustra o processo de atenuação para um feixe de intensidade I_0 .

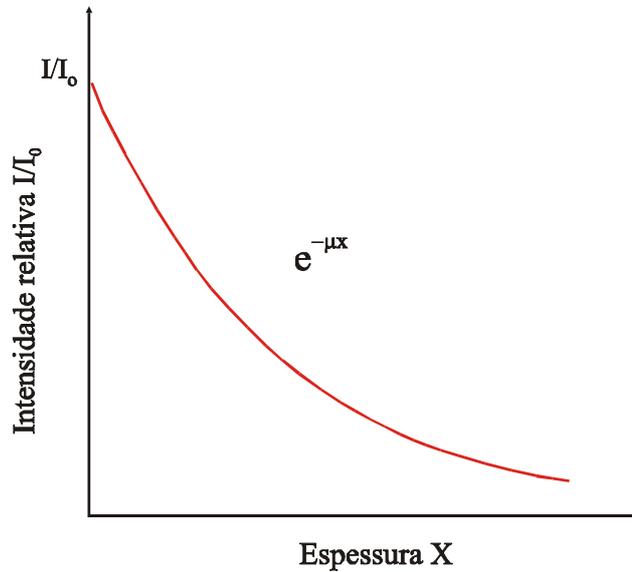


Figura 3.9 - Atenuação de um feixe de fótons por um material de espessura X.

3.3.8. Coeficiente de atenuação linear em massa

O coeficiente de atenuação de um material para um determinado tipo de interação varia com a energia da radiação, mas depende, para um mesmo material, de seu estado físico ou fase. Assim, por exemplo, a água pode possuir valores diferentes de seus coeficientes de atenuação conforme esteja no estado de vapor, líquido ou sólido (gelo). Da mesma forma, o carbono depende de suas formas alotrópicas de apresentação: grafite, diamante ou pó sinterizado. Para evitar esta dificuldade, costuma-se tabelar os valores dos coeficientes de atenuação divididos pela densidade do material, tornando-os independentes de sua fase. *O coeficiente de atenuação, assim tabelado, tem a denominação de Coeficiente de Atenuação de Massa, Coeficiente Mássico de Atenuação ou Coeficiente de Atenuação em Massa (μ/ρ).*

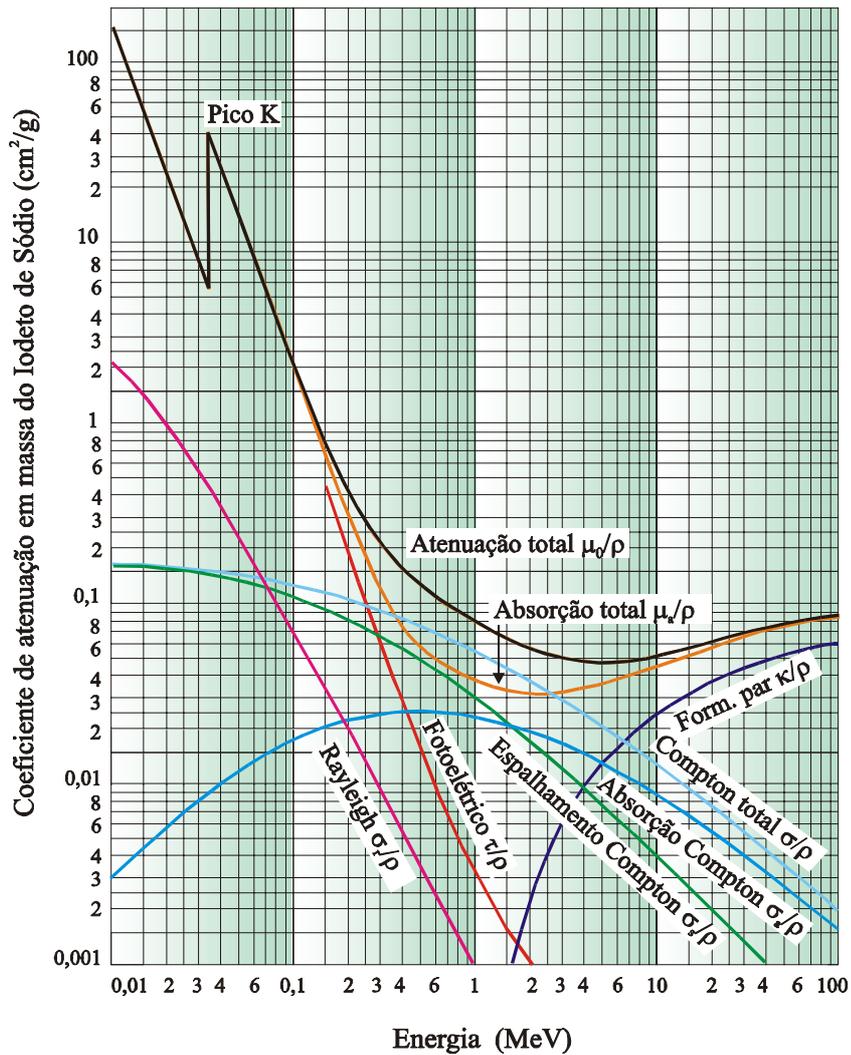


Figura 3.10 - Contribuição relativa dos diversos efeitos produzidos pela interação da radiação num material para o coeficiente de atenuação linear total.

3.3.9. Coeficiente de atenuação e secção de choque microscópica

Os efeitos fotoelétricos, Compton e formação de par, muitas vezes são tabelados segundo sua secção de choque microscópica de interação, assim, o vínculo entre estes diversos valores é dado pelas relações:

Efeito Fotoelétrico:

$$\frac{\tau}{\rho} \text{ (cm}^2\text{/g)} = \tau_f \cdot \frac{1}{A} \cdot N_A$$

Efeito Compton:

$$\frac{\sigma}{\rho} \text{ (cm}^2\text{/g)} = \sigma_e \cdot \frac{Z}{A} \cdot N_A$$

Formação de Par:

$$\frac{\kappa}{\rho} \text{ (cm}^2/\text{g)} = \kappa_p \cdot \frac{1}{A} \cdot N_A$$

onde,

A = número de massa (g/mol)

N_A = número de Avogadro = $6,02 \cdot 10^{23}$ (átomos/mol)

Z = número atômico

τ_f , σ_e e κ_p são, respectivamente, as secções de choque microscópicas para o efeito fotoelétrico (cm²/átomo), Compton (cm²/eletron) e formação de pares (cm²/átomo).

3.3.10. Coeficiente de atenuação linear total de uma mistura ou composto

O coeficiente de atenuação linear em massa μ/ρ para uma mistura ou substância química composta é obtido pela relação:

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i \frac{\mu_i}{\rho_i} \cdot w_i$$

onde,

w_i = fração em peso do elemento i na mistura ou composto

μ_i = coeficiente de atenuação do elemento i

ρ_i = densidade do elemento i.

Para compostos, esta expressão eventualmente pode falhar devido a efeitos de absorção ressonante de fótons em certas faixas de energia.

3.3.11. Coeficiente de transferência de energia

O coeficiente total de transferência de energia para interações com fótons, desprezando qualquer interação fotonuclear, é dado por:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\tau_{tr}}{\rho} + \% \frac{\sigma_{tr}}{\rho} + \% \frac{\kappa_{tr}}{\rho}$$

O coeficiente de atenuação linear total em massa μ/ρ está relacionado com o coeficiente de transferência de energia em massa por meio de seus componentes,

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} \left(1 + \frac{\delta}{hv} \right) + \% \frac{\sigma_a}{\rho} + \% \frac{\kappa}{\rho} \left(1 + \frac{2mc^2}{hv} \right)$$

onde,

$\frac{\delta}{hv}$ é fração emitida pela radiação característica no processo de efeito fotoelétrico (δ é a energia média emitida como radiação de fluorescência por fóton absorvido e hv é a energia do fóton incidente);

$\frac{\sigma_a}{\rho}$ é a fração de energia do efeito que é efetivamente transferida, isto é, que não é levada pelo fóton espalhado;

$\left(1 + \frac{2mc^2}{hv}\right)$ é a fração que resta no efeito de formação de pares, subtraindo-se a energia dos dois fótons de aniquilação.

hv energia do fóton incidente.

3.3.12. Coeficiente de absorção de energia

A energia transferida dos fótons para a matéria sob a forma de energia cinética de partículas carregadas não é necessariamente toda absorvida. Uma fração g dessa energia pode ser convertida novamente em energia de fótons pela radiação de freamento. A energia absorvida dada pelo coeficiente de absorção μ_{en} é dada por:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g)$$

A fração g pode ser de um valor apreciável para interação de fótons de altas energias em material de número atômico elevado, mas normalmente é muito pequena para material biológico.

3.4. INTERAÇÃO DE NÊUTRONS COM A MATÉRIA

O nêutron possui grande massa e não interage com a matéria por meio da força coulombiana, que predomina nos processos de transferência de energia da radiação para a matéria. Por isso é bastante penetrante e, ao contrário da radiação gama, as radiações secundárias são freqüentemente núcleos de recuo, principalmente para materiais hidrogenados, com alto poder de ionização. Além dos núcleos de recuo, existem os produtos de reações nucleares tipo (n, α) , altamente ionizantes.

A atenuação de um feixe de nêutrons por um material é do tipo exponencial,

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

onde,

I = intensidade do feixe após a espessura x

I_0 = intensidade do feixe de nêutrons incidente

Σ_{tot} = secção de choque macroscópica total para nêutrons com energia E

A secção de choque total é obtida por:

$$\Sigma_{tot} = N \cdot \sigma$$

com,

N = número de núcleos por $\text{cm}^3 = N_A \cdot \rho / A$

- σ = secção de choque microscópica do elemento do material, para energia E do nêutron, em barn (10^{-24} cm²).
 N_A = número de Avogadro = $6,02 \cdot 10^{23}$ átomos/átomo grama ou mol.
 ρ = densidade do material em g cm⁻³
 A = número de massa expresso em g

A secção de choque macroscópica total é a probabilidade, por unidade de comprimento, do nêutron sofrer espalhamento ou captura. Desta forma, seu valor é dado pela soma das secções de choque de espalhamento e de captura.

Ao contrário das demais radiações, o nêutron tem facilidade de interagir com o núcleo atômico e, às vezes, ativá-lo. O material para a sua blindagem deve ter baixo Z para atenuar significativamente a energia do nêutron no processo de colisões sucessivas ou apresentar reação nuclear de captura para absorvê-lo.

Fluxos intensos de nêutrons, mono e polienergéticos, podem ser gerados por reatores, artefatos nucleares, reações nucleares do tipo (α, n) com fontes de Am-Be, Po-Be, Pu-Be, Ra-Be, etc., além de reações nucleares (γ, n), (p, n) produzidas em alvos expostos a aceleradores de partículas, cíclotrons, e outros tipos de máquinas.

3.5. INTERAÇÃO DAS RADIAÇÕES DIRETAMENTE IONIZANTES COM A MATÉRIA

3.5.1. Radiações diretamente ionizantes

As radiações denominadas de diretamente ionizantes incluem todas as partículas carregadas, leves ou pesadas, emitidas durante as transformações nucleares e transferem a energia interagindo com os elétrons orbitais ou, eventualmente, com os núcleos dos átomos do material, por meio de processos de excitação, ionização, freamento e, para altas energias, de ativação.

Nota: A ionização, que é o processo mais dominante, absorve para cada tipo de material determinada energia para a formação de um par elétron-íon. Por exemplo, no caso do ar seco e nas condições normais de temperatura e pressão, em média, a radiação ionizante necessita gastar $(33,85 \pm 0,15)$ eV na formação de um par elétron-íon.

3.5.2. Poder de freamento

Ao atravessar um material, a partícula carregada transfere sua energia por meio dos processos de colisão e freamento, de tal maneira que, ao longo de uma trajetória elementar dx , a taxa de perda de energia pode ser expressa por,

$$S = -\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi e^4 Z^2}{m_0 v^2} N \rho$$

onde,

$$B \cdot Z \left[\ln \frac{2m_0v^2}{I} \ln(1+\beta^2) + \beta^2 \right]$$

β = v/c

e = carga do elétron

v = velocidade da partícula

N = átomos/cm³ do material absorvedor = $N_A \cdot \rho / A$

z = carga da partícula incidente

Z = número atômico do material absorvedor

I = potencial de excitação e ionização, médio [$I=18$ eV (H), 186 eV (ar) e 820 eV (Pb)]

m_0 = massa de repouso da partícula

A relação $S = dE/dx$ é denominada de *Taxa Específica de Perda de Energia ou Poder de Freamento Linear (Linear Stopping Power)*.

A perda específica de energia depende do quadrado da carga da partícula, aumenta quando a velocidade diminui, e a massa só afeta a forma de sua trajetória.

Na Figura 3.11 são apresentados valores calculados de S para diferentes partículas incidentes no silício e germânio.

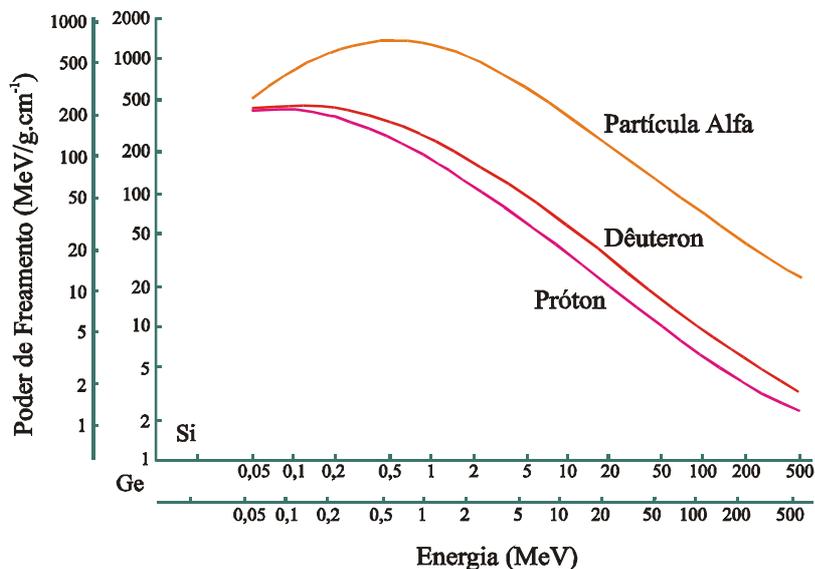


Figura 3.11 - Variação do "stopping power" com a energia de partículas incidentes no Si e Ge.

3.5.3. Poder de freamento de colisão e de radiação

Desprezando-se as perdas devido às reações nucleares, existem dois componentes principais em S , um devido a perdas por colisões e outro devido a radiação de freamento, ou seja,

$$S \cdot \left(\frac{dE}{dx} \right)_C \% \left(\frac{dE}{dx} \right)_R \quad \text{com} \quad \left(\frac{dE}{dx} \right)_R / \left(\frac{dE}{dx} \right)_C \cdot \frac{E(\text{MeV}) \cdot Z}{700}$$

O primeiro termo é denominado *poder de freamento de colisão* e o segundo *poder de freamento de radiação*. A importância dessa separação é que a energia perdida por colisão é normalmente absorvida próxima à trajetória, enquanto que a energia perdida por radiação é utilizada para criar fótons que podem interagir em distâncias grandes em relação ao ponto em que foram gerados e, portanto, a energia é dissipada longe do ponto da interação primária.

3.5.4. Poder de freamento restrito ou LET

Para se obter o valor da energia depositada nas imediações da trajetória de uma partícula carregada, é importante descontar as perdas de energia que ocorrem longe dela. Elétrons podem gerar, na interação, fótons de freamento que tem chance de serem absorvidos longe da trajetória da partícula incidente. Por exemplo, um fóton de 50 keV pode atravessar até 1 cm de tecido humano, antes de ser absorvido. Da mesma forma, elétrons de alta energia, denominados de *raios δ* , gerados em colisões com alta transferência de energia podem dissipar sua energia longe do local da interação.

Por isso, é necessário estabelecer limites para a contabilização da energia transferida no entorno da trajetória da partícula, inclusive o valor da sua energia cinética final de corte. *O poder de freamento, assim considerado, é denominado de Poder de freamento restrito (restricted stopping power), que recebe a denominação de Transferência Linear de Energia (LET = Linear Energy Transfer).*

3.5.5. Alcance de partículas carregadas em um material (“range”)

Com as constantes colisões e eventual emissão de radiação de freamento, *as partículas carregadas penetram num meio material até que sua energia cinética entre em equilíbrio térmico com as partículas do meio, estabelecendo um alcance R* no meio absorvedor, após um percurso direto ou em zig-zag. As partículas pesadas, como alfa e fragmentos de fissão, têm uma trajetória praticamente em linha reta dentro do material, ao contrário da dos elétrons que é quase aleatória. Para cada tipo de partícula pode-se definir um alcance, utilizando variações da definição provenientes de dificuldades experimentais em sua determinação.

3.5.5.1. Alcance médio

Utilizando-se um gráfico de representação da intensidade de feixe *I* após uma espessura *x* penetrada dentro de um material pela intensidade *I₀* de incidência, em função de *x*, o *alcance médio* é definido como a espessura *R_m*, quando a razão *I/I₀* cai pela metade, conforme mostra a Figura 3.12.

3.5.5.2. Alcance extrapolado

Na Figura 3.12, pode-se tomar o valor R_e obtido no eixo x como o valor para o alcance R , uma vez que a posição final da partícula não é bem definida. O valor obtido dessa forma é denominado *alcance extrapolado*.

3.5.5.3. Alcance máximo

Alcance máximo R_{max} corresponde ao maior valor penetrado dentro de um material, por uma partícula, com uma determinada energia. Este valor constitui um conceito estatístico, mas, no gráfico da Figura 3.12, corresponde ao valor assintótico da curva de I/I_0 em função da espessura x .

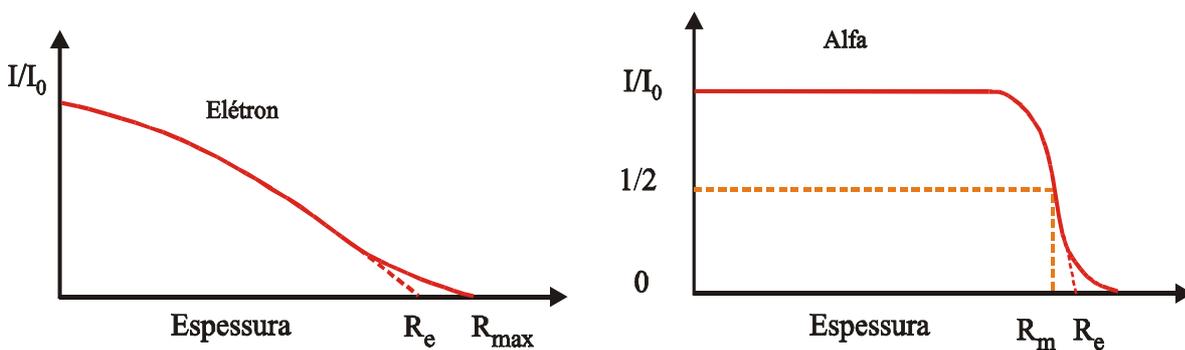


Figura 3.12 - Definição do alcance R_e e R_m para partículas alfa e elétrons

3.6. INTERAÇÃO DE ELÉTRONS COM A MATÉRIA

Elétrons perdem energia principalmente pelas ionizações que causam no meio material e em segunda instância, pela produção de radiação de freamento (bremsstrahlung). Como são relativamente leves, suas trajetórias são irregulares, podendo ser defletidos para a direção de origem, conforme mostra a Figura 3.13.

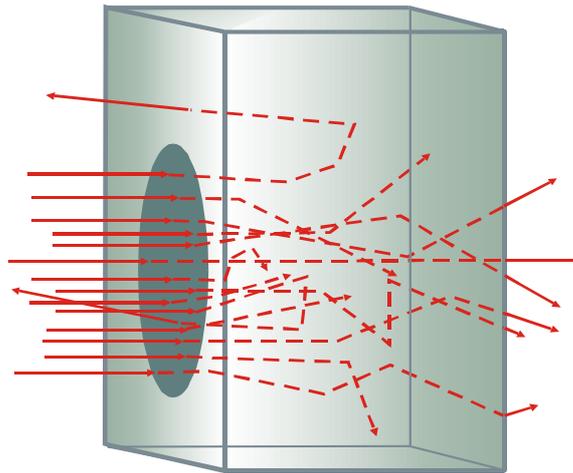


Figura 3.13 - Espalhamento de elétrons em um material.

3.6.1. Alcance para elétrons monoenergéticos

Se for colocado um feixe colimado de elétrons monoenergéticos incidindo em um material absorvedor, mesmo pequenos valores de espessura de absorvedor irão levar à perda de elétrons do feixe detectado, uma vez que o espalhamento de elétrons efetivamente os removerá do fluxo que atinge o detector.

Dessa forma, a representação gráfica do número de elétrons detectado versus espessura do absorvedor irá decrescer imediatamente desde o início, atingindo gradualmente o zero para espessuras maiores do absorvedor. Os elétrons que mais penetram no absorvedor são aqueles cuja trajetória foi menos alterada com as interações.

A Figura 3.14 mostra a variação da relação entre a intensidade I_0 de um feixe de elétrons monoenergéticos incidente e a intensidade do feixe transmitido I para uma espessura de material absorvedor.

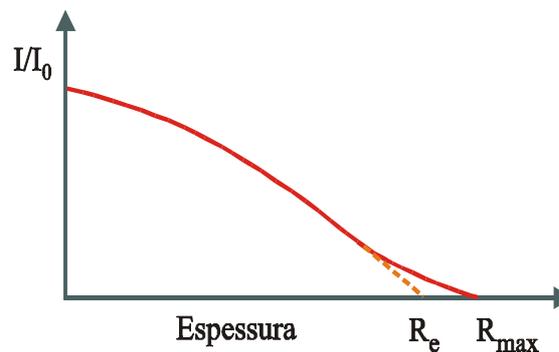


Figura 3.14 - Alcance de elétrons monoenergéticos.

O conceito de alcance é menos definido para elétrons rápidos que para partículas pesadas, uma vez que o caminho total percorrido pelos elétrons é consideravelmente maior que

a distância de penetração na direção do seu movimento incidente. Normalmente o alcance para os elétrons é obtido pelo alcance extrapolado, prolongando-se a parte linear inferior da *curva de penetração versus espessura*, até interceptar o eixo das abscissas. Essa distância é suficiente para garantir que quase nenhum elétron ultrapasse a espessura do absorvedor. A Figura 3.15 mostra o alcance de elétrons em iodeto de sódio e silício, materiais usados como detectores.

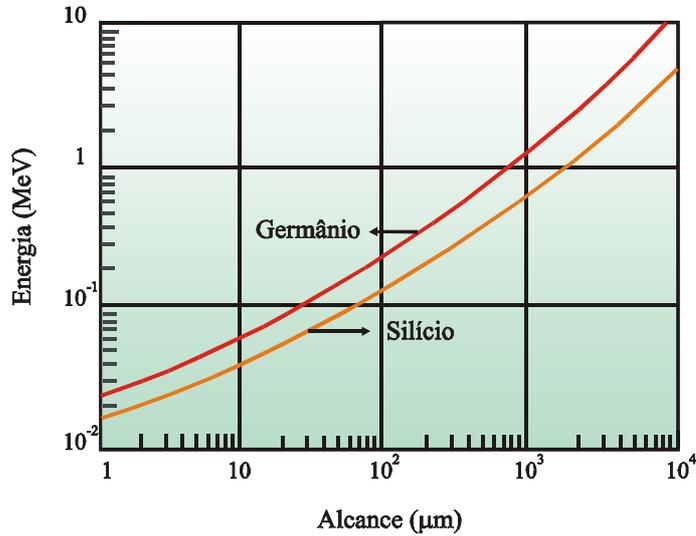


Figura 3.15 - Relação alcance x energia para elétrons absorvidos no silício e no germânio.

Quando o alcance é expresso em *distância x densidade* (densidade superficial ou espessura mássica), os seus valores, para a mesma energia do elétron, praticamente não se alteram, apesar da grande diferença entre os materiais, como mostra a figura 3.16, para o alcance de elétrons no Si e no NaI, com densidades de 3,67 e 2,33 g/cm³, respectivamente.

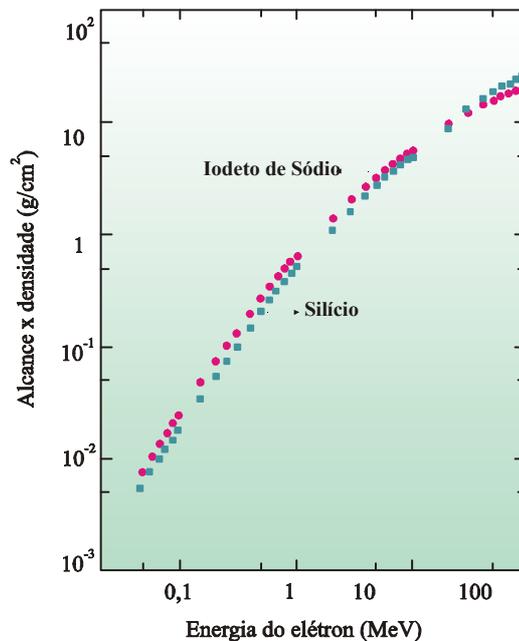


Figura 3.16 - Alcance de elétrons no silício ($\rho = 2,33 \text{ g/cm}^3$) e no iodeto de sódio ($\rho = 3,67 \text{ g/cm}^3$), materiais muito usados em detectores.

3.6.2. Atenuação das partículas beta

As partículas beta são atenuadas exponencialmente na maior parte de seu alcance num meio material, e o coeficiente de atenuação apresenta uma dependência com a energia máxima do espectro beta. A atenuação exponencial é o resultado de uma complexa combinação do espectro contínuo em energia da radiação beta, com a atenuação isolada de cada elétron. A determinação da atenuação da radiação beta por um absorvedor conhecido serve como modo preliminar de determinação de sua energia máxima.

Algumas vezes é definido um coeficiente de absorção η dado por:

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\eta x}$$

onde:

I_0 = taxa de contagem sem o absorvedor;

I = taxa de contagem com o absorvedor;

x = espessura do absorvedor em g/cm^2 .

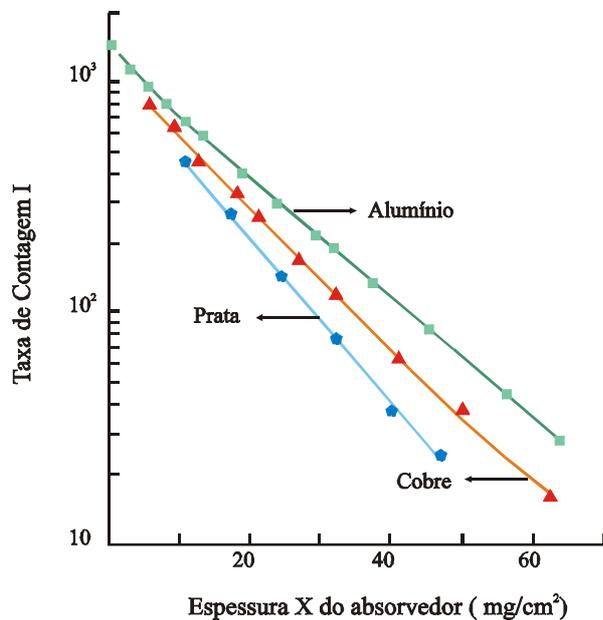


Figura 3.17 - Atenuação de partículas beta no alumínio, cobre e prata.

3.6.3. Alcance das partículas beta

Apesar das partículas beta não possuírem um alcance preciso, existem várias relações semi-empíricas para a determinação do alcance em função da energia, tais como:

$$\begin{aligned}
 R &= 0,542 \cdot E - 0,133 & (\text{g/cm}^2) & \text{ para } E > 0,8 \text{ MeV} \\
 R &= 0,407 \cdot E^{1,38} & (\text{g/cm}^2) & \text{ para } 0,15 < E < 0,8 \text{ MeV} \\
 R &= 0,530 \cdot E - 0,106 & (\text{g/cm}^2) & \text{ para } 1 < E < 20 \text{ MeV}
 \end{aligned}$$

Na Figura 3.18 são apresentados valores do alcance de elétrons em diversos meios materiais. Na Figura 3.19 são apresentadas as perdas de energia por colisão e por radiação para elétrons no ar, na água e em grafite.

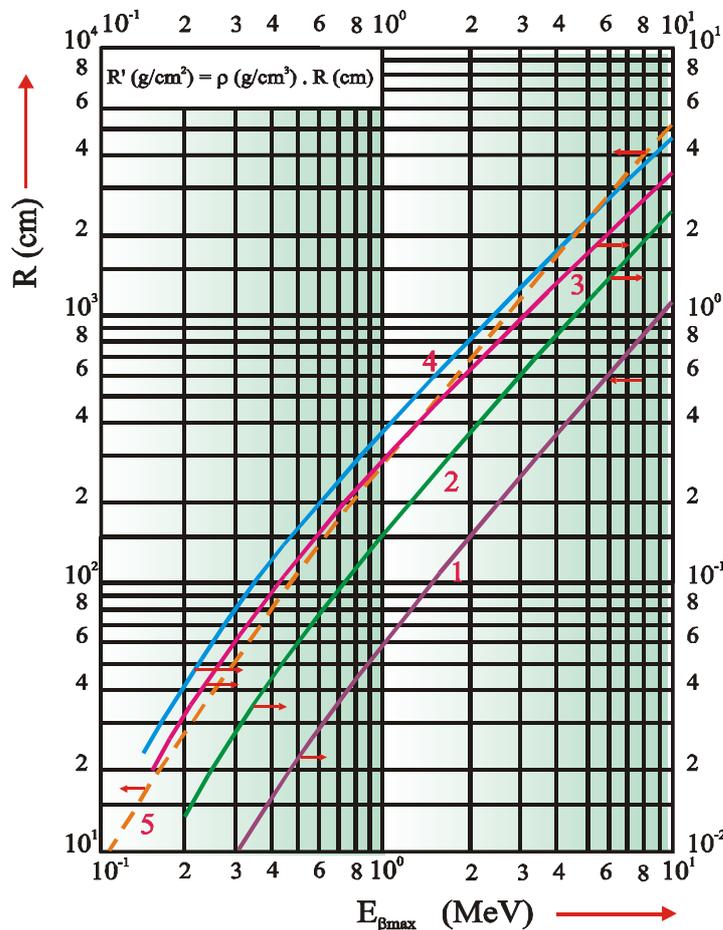


Figura 3.18 - Alcance de partículas beta em vários materiais (densidade em g/cm^3): (1) Ferro = 7,8; (2) Pirex = 2,60; (3) PVC = 1,38; (4) Plexiglass = 1,18; (5) Ar = 0,0013.

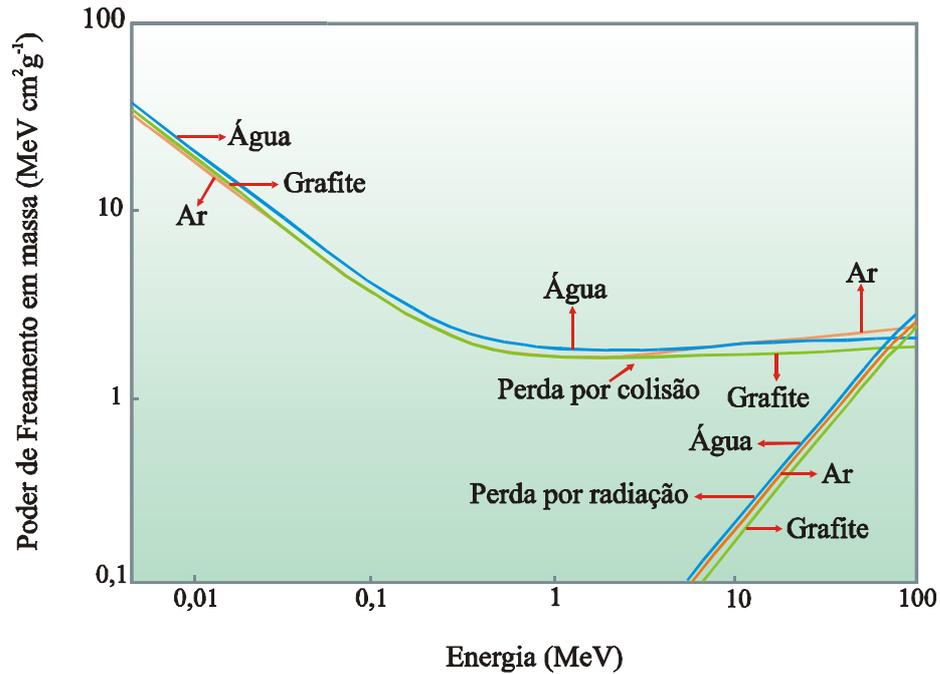


Figura 3.19 - Perda de energia de elétrons na matéria.

3.6.4. Poder de freamento para elétrons de alta energia

São apresentados na Figura 3.19 os valores de S/ρ ("mass stopping power") em função da energia de elétrons em diferentes meios absorvedores. Os valores do poder de freamento em massa dependem pouco da densidade dos materiais, como pode ser observado na figura 3.19.

3.6.5. Valor efetivo de (Z/A) de um material

Em muitos casos, é necessário obter o valor efetivo de (Z/A) de um material composto, utilizando valores tabelados para cada um de seus elementos químicos componentes. A maneira mais simples de se obter é por meio da média ponderada, expressa por:

$$\left(\frac{Z}{A}\right)_{ef} = \frac{1}{(a_1 + a_2 + a_3 + \dots)} \left(a_1 \frac{Z_1}{A_1} + a_2 \frac{Z_2}{A_2} + a_3 \frac{Z_3}{A_3} + \dots \right)$$

onde a_i é a fração, em pêsos, de átomos com número atômico Z_i e massa atômica A_i .

Na Tabela 3.1 são dados valores de $(Z/A)_{ef}$ para alguns materiais.

Tabela 3.1 - Valores de $(Z/A)_{ef}$ de alguns materiais utilizados em dosimetria das radiações.

Material	Densidade (g. cm ⁻³)	$(Z/A)_{ef}$
Água	1	0,557
Plástico Tecido-equivalente	1,055	0,556
Lucite	1,18	0,538

3.7. INTERAÇÃO DAS PARTÍCULAS α COM A MATÉRIA

As partículas α perdem energia basicamente por ionização, e o perfil da curva de ionização contra a distância percorrida se mantém praticamente o mesmo, nele destacando 3 regiões importantes:

- a partícula α , inicialmente com grande velocidade, interage por pouco tempo com os elétrons envoltórios dos átomos do meio e, assim, a ionização é pequena e quase constante;
- à medida que a partícula α vai perdendo energia, ela passa a interagir mais fortemente com os elétrons envoltórios dos átomos do meio e o poder de ionização vai aumentando até chegar a um máximo, quando captura um elétron do meio, e passa do íon +2 para um íon +1;
- a carga da partícula α caindo de +2 para +1, faz o seu poder de ionização cair rapidamente até chegar a zero, quando o íon +1 captura um outro elétron e se torna um átomo de hélio, neutro.

A Figura 3.20 mostra a taxa de perda de energia (poder de freamento) de partículas alfa de alguns MeV de energia inicial, em função da distância percorrida. Observa-se que a taxa de perda de energia é muito maior no final da trajetória da partícula.

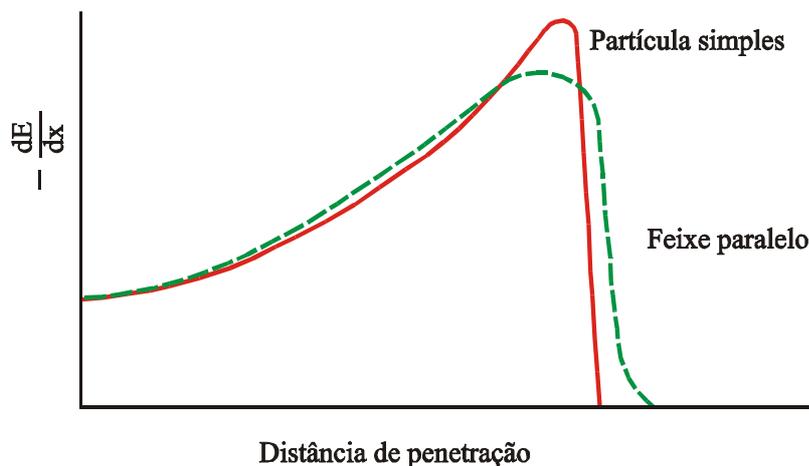


Figura 3.20 - Taxa de perda de energia de partículas alfa na interação com um meio material.

3.7.1. Alcance das partículas α

A penetração das partículas alfa é muito reduzida, incapaz de ultrapassar a espessura da pele humana. Pela Figura 3.21 pode-se avaliar o alcance no ar de partículas alfa em vários materiais, em função de sua energia. Observa-se que o alcance é menor para materiais mais densos e que aumenta com a energia da partícula. O valor do alcance no ar pode ser estimado semi-empiricamente por expressões do tipo:

$$\langle R \rangle = 0,318 \cdot E^{3/2}$$

onde,

$\langle R \rangle$ = valor médio do alcance, em cm

E = energia da partícula alfa, em MeV.

Esta relação é válida para a faixa de energia de 3 a 7 MeV, que abrange quase a totalidade dos valores de energia das partículas alfa emitidas .

Na Figura 3.21 são apresentados os valores de $R \cdot \rho$ e R para diferentes meios absorvedores.

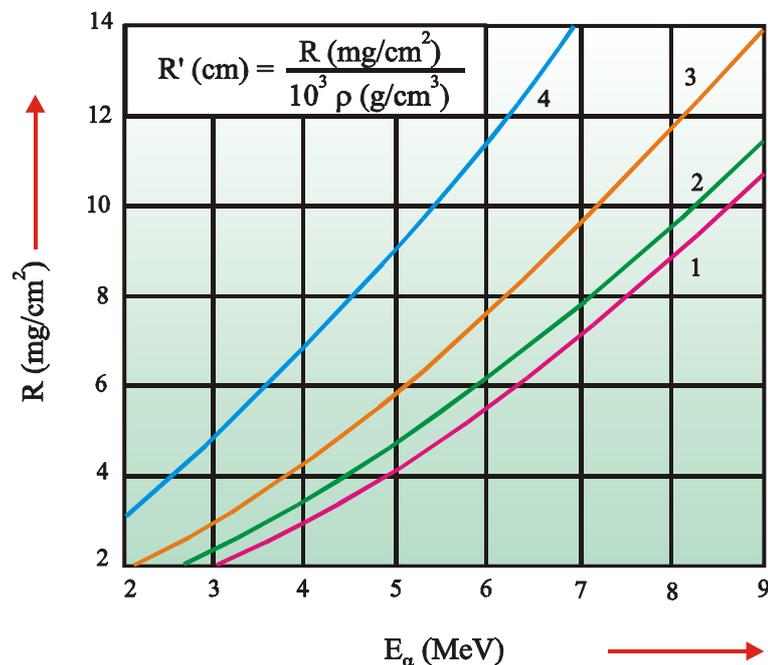


Figura 3.21 - Alcance de partículas alfa em vários materiais (densidades em g/cm^3): (1) Ar = 0,0013; (2) Tecido = 1,0; (3) Alumínio = 2,70; (4) Cobre = 8,96.

3.8. INTERAÇÃO DE FRAGMENTOS DE FISSÃO COM A MATÉRIA

Fragmentos de fissão são íons de átomos de número de massa médio, com alta energia cinética e carga elevada, oriundos da fissão nuclear. Quando um núcleo de ^{235}U , absorve um nêutron térmico e fissiona, gera dois núcleos e 2 a 3 nêutrons. As massas dos núcleos gerados em uma fissão com nêutrons térmicos normalmente se distribuem em torno de dois valores bem diferentes de número de massa A , um em torno de 90 e outro de 140.

A perda de energia de um fragmento de fissão através da matéria se efetua quase que totalmente por ionização. Apesar das energias cinéticas serem elevadas, atingindo a 130 MeV, suas velocidades iniciais não são tão altas devido a sua massa. A velocidade de um fragmento leve corresponde mais ou menos a de uma partícula alfa de 4 MeV.

Devido a alta carga iônica, a ionização específica é elevada, mas devido a sua baixa velocidade, a ionização decresce ao longo da trajetória, o que não ocorre com as partículas alfa ou com os prótons. Isso é consequência do decréscimo contínuo da carga iônica do fragmento, ao capturar elétrons do meio material.

No processo de fissão, a energia cinética dos fragmentos apresenta valores distribuídos entre 40 MeV e 130 MeV, com dois picos proeminentes centrados em 68,1 MeV e 99,23 MeV para o ^{235}U e 72,86 MeV e 101,26 MeV para o ^{239}Pu correspondentes, respectivamente, aos valores médios das energias cinéticas dos fragmentos pesado e leve do núcleo fissionado.

Quando a velocidade dos fragmentos de fissão, num meio material, se aproxima de $2 \cdot 10^6$ m/s, a perda média de energia por unidade de trajetória novamente aumenta, ao contrário do comportamento de $-dE/dx$ da partícula alfa. Esse aumento está associado a um novo mecanismo de perda de energia, que são as colisões com os núcleos atômicos. Tais colisões são mais prováveis para valores menores da energia do fragmento e valores maiores de sua carga.

3.8.1. Alcance de fragmentos de fissão

A trajetória dos fragmentos num meio material é linear, sofrendo distorções somente no seu final devido às colisões com núcleos, que são a causa básica da sua difusão. O alcance de um fragmento leve é maior do que o de um pesado devido à maior energia cinética média e menor carga iônica.

3.9. TEMPO DE PERCURSO

O tempo requerido para uma partícula carregada “parar” num meio absorvedor pode ser obtido do alcance e da velocidade média, usando,

$$-\tau^{\text{TM}} = \frac{R}{v^{\text{TM}}} = \frac{R}{Kv} \sqrt{\frac{m_A c^2}{2E}} = 1,2 \cdot 10^{87} R \sqrt{\frac{m_A}{E}} \quad (s)$$

onde,

R = alcance em m

v = velocidade inicial da partícula em m/s

K = constante de proporcionalidade = 0,5 ou 0,6

m_A = massa da partícula em unidade de massa atômica

E = energia da partícula incidente em MeV

3.10. PROCESSOS INTEGRADOS DE INTERAÇÃO: DISSIPACÃO DE ENERGIA

Quando uma radiação muito energética interage com a matéria, ela desencadeia um número grande de processos que envolvem a transferência de energia para outras partículas assim como a criação de outros tipos de partículas que, por sua vez, também vão interagir com a matéria. Dessa forma, um fóton muito energético pode dar origem a um par elétron-pósitron, que pode gerar raios X de freamento, e assim por diante. A Figura 3.22 procura esquematizar a descrição desses processos. A energia é finalmente dissipada sob a forma de calor e de alterações no estado de ligação da matéria.

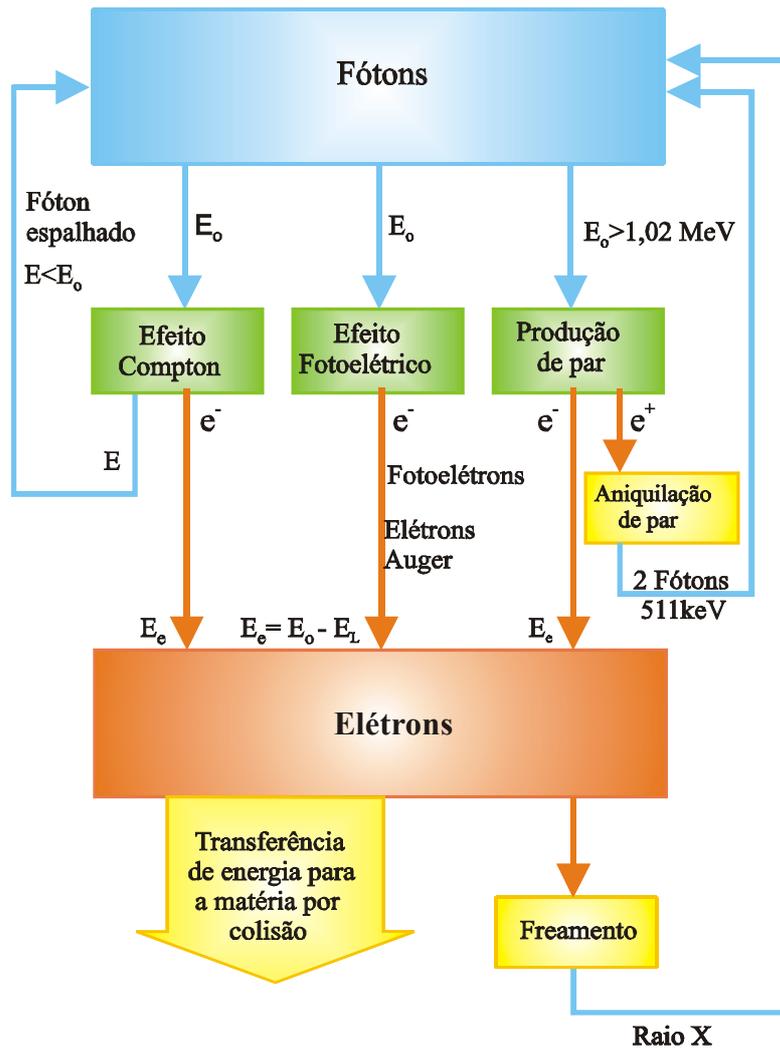


Figura 3.22 - Processos integrados de interação.

CAPÍTULO 4

EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO

4.1. ESTRUTURA E METABOLISMO DA CÉLULA

4.1.1. Estrutura básica da célula

Embora as células sejam muito diferentes na aparência, tanto externa quanto interna, *certas estruturas são comuns às células animais e vegetais*. Assim, elas são envolvidas por uma *membrana citoplasmática* e contêm, na maioria dos casos, um *núcleo* facilmente identificável. No líquido que preenche a célula, o *citoplasma*, são *vistos organelas envolvidas por membranas, o retículo endoplasmático e o complexo de Golgi*. As células vegetais têm, além da membrana celular, uma parede mais rígida. Na Figura 4.1. são apresentados diagramas de células típicas de animais e vegetais.

A função da membrana, além de proteger e estabelecer os limites físicos da célula, está associada ao fato de que todos os nutrientes, secreções e rejeitos precisam passar por esta barreira. A membrana tem aproximadamente 7,5 nm de espessura, é composta primariamente de fosfolipídeos (20 a 30%) e proteínas (50 a 70%). Ao contrário das paredes das células de muitos vegetais, que é feita em 98% de celulose, a membrana celular precisa de constante renovação química. Por meio de uma substância denominada de pectina, que é uma mistura de polissacarídeos, as células se acoplam às vizinhas, por meio da membrana celular.

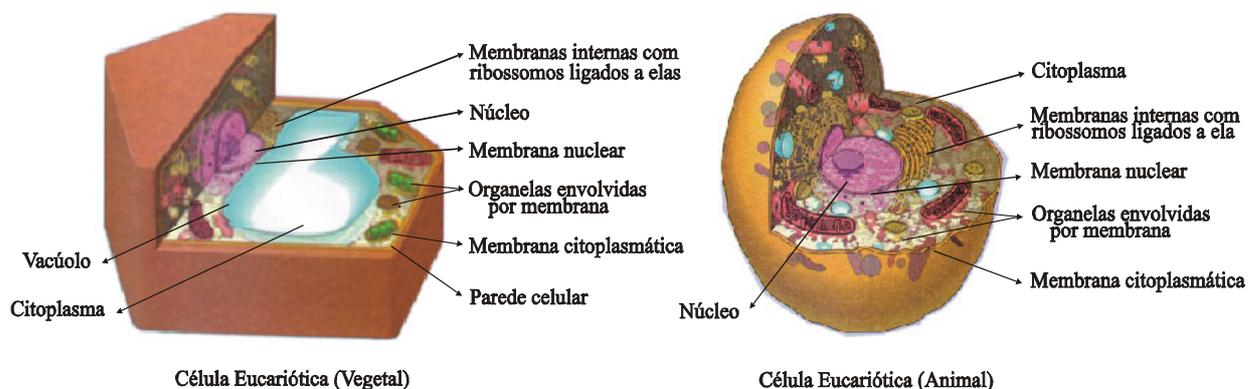


Figura 4.1 - Diagramas típicos de células animal e vegetal.

No núcleo existem 3 componentes: nucleoplasma, cromossomos e os nucléolos. Os cromossomos consistem de ácido desoxirribonucleico (DNA) e proteína. Nas células não reprodutivas, os cromossomos são finos filamentos que, durante a divisão celular, formam uma massa espessa e podem ser facilmente identificados. Os nucléolos são pequenos corpos que contêm nucleoproteínas, a maioria na forma de ácido ribonucleico (RNA). O nucleoplasma contém proteína e sais.

O complexo de Golgi consiste de sacos membranosos achatados com vesículas esféricas nas extremidades, e é o principal responsável pelo transporte seguro dos compostos sintetizados para o exterior da célula e pela proteção contra o ataque de suas próprias enzimas.

4.1.2. Metabolismo celular

Embora as membranas tenham uma *permeabilidade seletiva*, seria incorreto supor que grandes moléculas ou partículas penetrem na célula. Existe um mecanismo denominado de *pinocitose*, que permite que partículas e moléculas inicialmente no meio exterior, consigam habitar o interior da célula. Na pinocitose, formam-se inicialmente, pequenos vacúolos e canais no citoplasma, induzidos por aminoácidos, proteínas, sais e enzimas, que envolvem a partícula, crescem e posteriormente se fecham, já com a partícula no interior da célula. É um mecanismo diferente do transporte ativo, em que o movimento de moléculas é regido pelo *gradiente de concentração*, ou seja, os solventes passam de uma região de baixa concentração de soluto para uma com alta concentração de soluto, pelo mecanismo denominado de *osmose*. Em certos casos, o soluto atravessa a membrana semipermeável permanecendo no lado de menor concentração, num mecanismo de *difusão simples*.

4.1.3. Reprodução celular

As células se reproduzem pelo processo de mitose, ou bipartição. Neste processo podem ser identificadas 4 fases: *prófase*, *metáfase*, *anáfase* e *telófase*. No início da prófase os cromossomos não aparecem duplicados, embora o DNA seja duplicado antes do início da mitose. No meio da prófase, os cromossomos aparecem duplicados. Na metáfase os cromossomos se alinham num plano e se acoplam às fibras do fuso mitótico. Os cromossomos se separam e se movem para os polos da célula, durante a anáfase. Ao final da telófase surgem duas *células-filhas*, ambas *contendo cópia de todo o material genético da célula inicial*. Estas fases podem ser ilustradas na Figura 4.2.

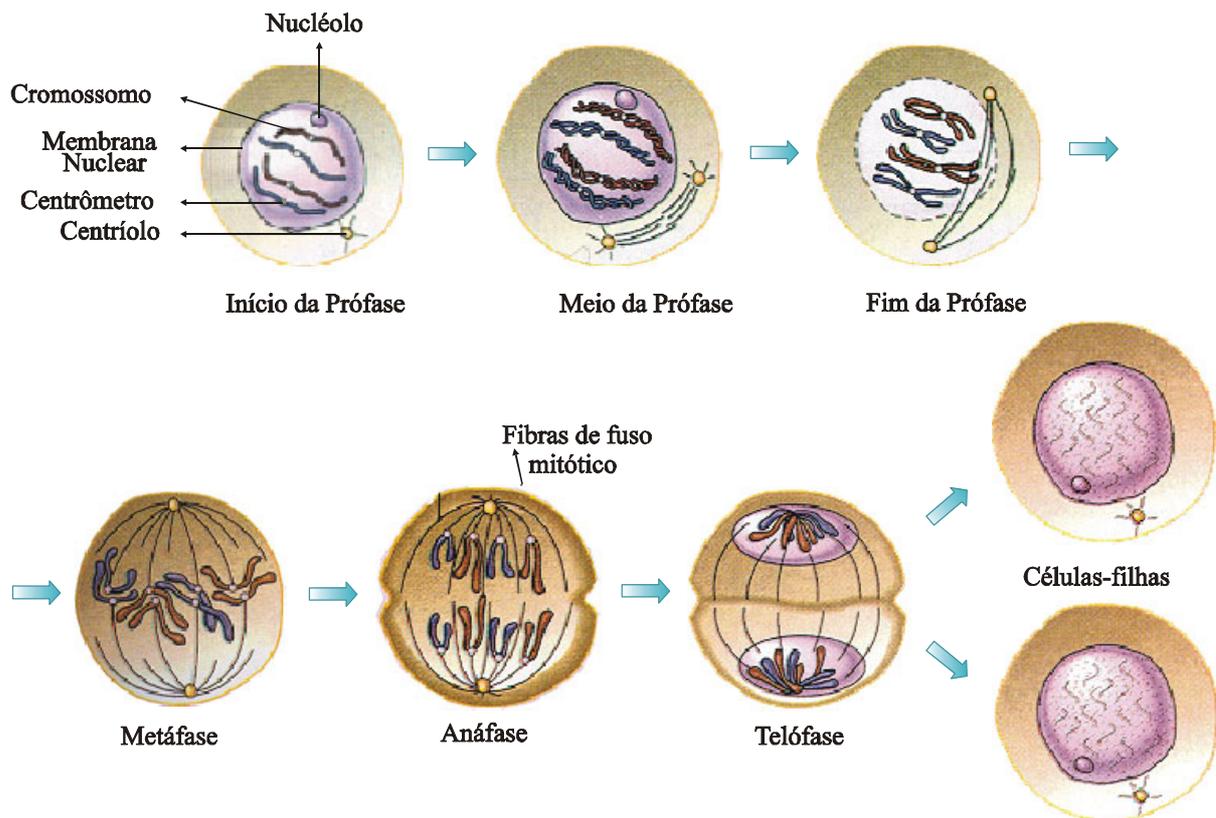


Figura 4.2 - Fases da mitose celular

4.2. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM O TECIDO BIOLÓGICO

4.2.1. Formas e tipos de irradiação

A correlação entre a exposição à radiação ionizante e os efeitos biológicos induzidos no homem foi estabelecida, inicialmente, de modo dualizado, em que se pôde afirmar a realidade de sua existência. Entretanto, para o seu detalhamento, foi necessário a adoção de modelos de exposição e hipóteses baseadas em extrapolações, uma vez que dependia claramente, da quantidade, forma e período de exposição, bem como de expectativas de concretização dos efeitos, em termos de sua observação, no tempo. Isto porque os dados experimentais disponíveis eram relacionados a exposições com doses elevadas, a acidentes radiológicos, às observações nas vítimas de Hiroshima e Nagasaki ou a experiências com cobaias.

As conclusões dos estudos iniciais, poderiam ter comparações e confirmações diretas em pacientes submetidos a tratamento de radioterapia ou em experiências em cobaias, onde propositadamente as doses são elevadas. Entretanto, para o estabelecimento de recomendações de segurança para o trabalho rotineiro com a radiação ionização em suas diversas aplicações, aonde as doses são mantidas duas a quatro ordens de grandeza menores que as anteriormente

citadas, a observação dos efeitos biológicos fica ofuscada pela ocorrência de muitos outros efeitos, provocados por outros agentes físicos ou químicos, inclusive ambientais.

Um modelo conservativo em termos de radioproteção seria a correlação linear entre dose e efeito, mesmo para baixos valores de dose. Este modelo, utilizado até hoje, se baseia numa extrapolação para doses muito baixas, do ajuste da curva obtida entre dose e efeitos biológicos observados em valores elevados. Questiona-se, como é óbvio da sua validade científica, pois poderia estar ignorando possíveis valores limiares para certos efeitos, ou minimizando a ocorrência de alguns outros efeitos, devido a influência e comportamento de outros fatores nesta região de baixas doses.

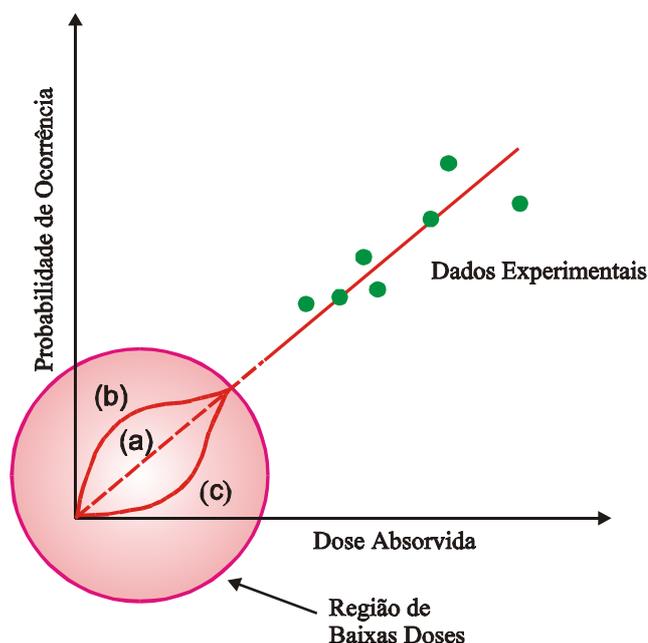


Figura 4.3 - Modelo de extrapolação linear (curva a) para a correlação entre dose-efeito biológico, onde não são contabilizados possíveis efeitos de aumento da probabilidade de ocorrência na região de doses baixas (curva b) ou da existência de limiares ou de fatores de redução da incidência dos efeitos até então desconhecidos (curva c)

4.2.1.1. Exposição única, fracionada ou periódica

A exposição do homem ou parte de seus tecidos à radiação, pode ter *resultados bastante diferenciados*, se ela ocorreu de uma *única vez*, de maneira *fracionada* ou se *periodicamente*. As exposições únicas podem ocorrer em exames radiológicos, como por exemplo, uma tomografia; de maneira fracionada, como no tratamento radioterápico; ou periodicamente, como em certas rotinas de trabalho com material radioativo em instalações nucleares.

Para uma mesma quantidade de radiação, os efeitos biológicos resultantes podem ser

muito diferentes. Assim, se ao invés de fracionada, a dose aplicada num paciente em tratamento de câncer, fosse dada de uma única vez, a probabilidade de morte seria muito grande. A exposição contínua ou periódica que o homem sofre da radiação cósmica, produz efeitos de difícil identificação. O mesmo não aconteceria, se a dose acumulada em 50 anos fosse concentrada numa única vez. A Figura 4.4. mostra o percentual de sobrevivência de células de mamíferos quando irradiadas com exposição única ou fracionada.

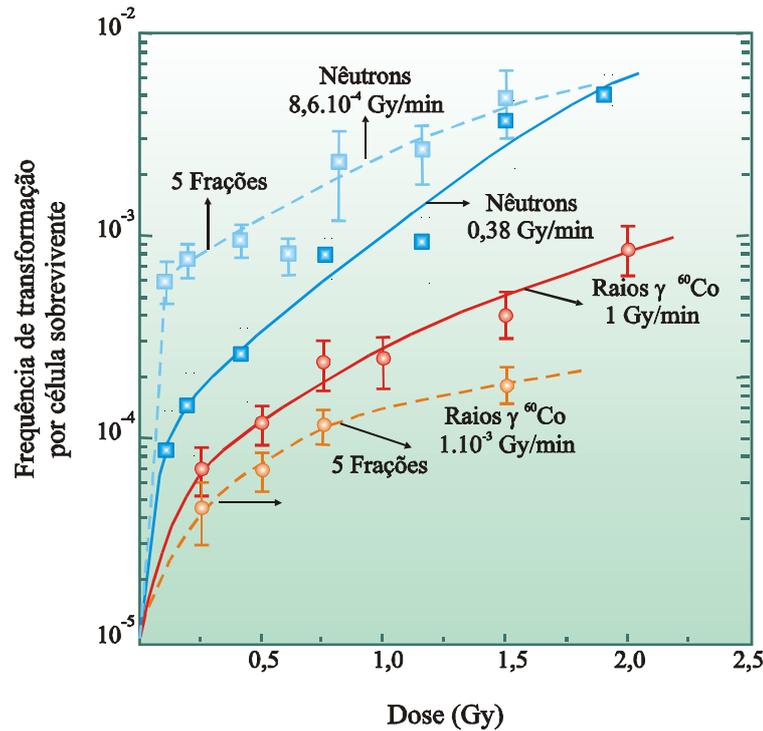


Figura 4.4 - Transformação de células expostas à radiação do ^{60}Co e nêutrons do espectro de fissão, com exposições únicas e fracionadas.

4.2.1.2. Exposição de corpo inteiro, parcial ou colimada

Um trabalhador que opera com material ou gerador de radiação ionizante pode expor o corpo todo ou parte dele, durante sua rotina ou num acidente. Um operador de gamagrafia sofre irradiação de corpo inteiro, na sua rotina de expor, irradiar a peça, recolher e transportar a fonte. Em alguns acidentes, como a perda e posterior resgate da fonte de irradiadores, pode expor mais as extremidades que outras partes do corpo. Uma *pessoa que manipula radionuclídeos, expõe bastante suas mãos*.

No tratamento radioterápico, a *exposição do tumor a feixes colimados* de radiação é feita com muita precisão e exatidão.

4.2.1.3. Exposição a feixes intensos, médios e fracos

Na esterilização e conservação de frutas, especiarias, peixes e carnes, com radiação gama, as doses aplicadas atingem a 10 kilograys (kGy). Em radioterapia, a 2 Gy por aplicação. São *feixes intensos e capazes de induzir à morte uma pessoa*, se aplicados de uma única vez e no corpo todo. Os feixes utilizados em radiologia são de intensidade média, comparativamente, pois atingem a alguns miligrays, e não devem ser recebidos por uma pessoa com muita frequência, sob pena de sofrer algum dano biológico. A radioatividade natural induz ao homem doses de radiação da ordem de 1 mGy por ano. Poucos são os efeitos identificáveis e atribuídos exclusivamente à radiação.

4.2.1.4. Exposição a fótons, partículas carregadas ou a nêutrons

A grande maioria das práticas com radiação ionizante envolve *fótons provenientes de fontes de radiação gama ou geradores de raios X* como as de radiodiagnóstico, radioterapia, braquiterapia, radiografia industrial e medição de nível e densidade. Nas instalações nucleares, nos reatores, além dos fótons, existe *fluxos de nêutrons gerados na fissão dentro dos elementos combustíveis* e que atingem as áreas de manutenção e operação da máquina. Alguns medidores de nível, de densidade e instrumentos para prospecção de petróleo, utilizam fontes e geradores de nêutrons. Os *feixes de partículas carregadas*, têm nos *aceleradores lineares* de elétrons, nos ciclotrons e nos radionuclídeos emissores alfa, os principais representantes.

Os fótons e nêutrons constituem as radiações *mais penetrantes* e causam danos biológicos diferentes conforme a taxa de dose, energia e tipo de irradiação. Os *feixes de elétrons* têm um *poder de penetração* regulável, *conforme a energia* estabelecida na máquina aceleradora. A radiação beta proveniente de radionuclídeos em aplicadores oftalmológicos e dermatológicos tem alcance de fração de milímetro no tecido humano. As *radiações alfa*, são *muito pouco penetrantes*, mas doses absorvidas devido a radionuclídeos de meia-vida curta incorporados nos sistemas respiratório ou digestivo de uma pessoa podem causar *danos 20 vezes mais que iguais doses de radiação X, gama ou beta*.

4.2.2. Danos celulares

O processo de ionização ao alterar os átomos, pode alterar a estrutura das moléculas que os contêm. Se a energia de excitação ultrapassar a energia de ligação entre os átomos, pode ocorrer quebra das ligações químicas e conseqüentes mudanças moleculares. *Da energia transferida pela radiação ao tecido, metade dela induz excitações*, cujas conseqüências, são menores que as de ionização.

Se as moléculas alteradas compõem uma célula, esta pode sofrer as conseqüências de

suas alterações, direta ou indiretamente, com a produção de radicais livres, íons e elétrons. Os efeitos da radiação dependem da dose, taxa de dose, do fracionamento, do tipo de radiação, do tipo de célula ou tecido e do indicador (endpoint) considerado. Tais alterações nem sempre são nocivas ao organismo humano. Se a substância alterada possui um papel crítico para o funcionamento da célula, pode resultar na alteração ou na morte da célula. Em muitos órgãos e tecidos o processo de perda e reposição celular, faz parte de sua operação normal. *Quando a mudança tem caráter deletério, ela significa um dano.*

Dos danos celulares, os mais importantes são os relacionados à molécula do DNA. As lesões podem ser quebras simples e duplas da molécula, ligações cruzadas (entre DNA-DNA, entre DNA-proteínas), alterações nos açúcares ou em bases (substituições ou deleções)

As aberrações cromossômicas são o resultado de danos no DNA, principalmente devido às quebras duplas, gerando os dicêntricos ou os anéis. As células danificadas podem morrer ao tentar se dividir, ou conseguir realizar reparos mediados por enzimas. Se o reparo é eficiente e em tempo curto, o DNA pode voltar à sua composição original, sem consequências posteriores. Num reparo propenso a erros, pode dar origem a mutações na sequência de bases ou rearranjos mais grosseiros, podendo levar à morte reprodutiva da célula ou a alterações no material genético das células sobreviventes, com consequências a longo prazo.

4.2.3. Mutações

As mutações, nas células somáticas (do corpo) ou germinativas (das gônadas) podem ser classificadas em 3 grupos:

- a. mutações pontuais (alterações na sequência de bases do DNA);
- b. aberrações cromossomiais estruturais (quebra nos cromossomos);
- c. aberrações cromossomiais numéricas (aumento ou diminuição no número de cromossomos).

4.2.4. Modificação celular

As mudanças na molécula de DNA podem resultar num processo conhecido como transformação *neoplásica*. A célula modificada, mantendo sua capacidade reprodutiva, potencialmente, *pode dar origem* a um câncer. O aparecimento de células modificadas, pode induzir o sistema imunológico a eliminá-las ou bloqueá-las. Entretanto, as células sobreviventes, acabam por se adaptar, devido a modificações estimuladas por *substância promotora*. A multiplicação deste tipo de célula dá origem a um tumor, num estágio denominado de *progressão*.

Após período de latência, se as células persistirem na reprodução, superando as dificuldades de divisão celular, os possíveis desvios de percurso devido a diferenciações e mecanismos de defesa do organismo, surge o tumor cancerígeno.

4.2.5. Morte celular

Quando a dose de radiação é elevada (vários Gy), muitas células de tecido atingidas podem não suportar as transformações e morrem, após tentativas de se dividir. O aumento da taxa de perda pode às vezes ser compensado com o aumento da taxa de reposição. Neste caso, haverá um período de transição, onde a função do tecido ou órgão foi parcialmente comprometida e posteriormente repostas. A perda de células em quantidade considerável, pode causar prejuízos detectáveis no funcionamento do tecido ou órgão. A severidade do dano, caracteriza o denominado *efeito determinístico*, uma vez que o limiar de dose que as células do tecido suportam, foi ultrapassado. As células mais radiosensíveis são as integrantes do ovário, dos testículos, da medula óssea e do cristalino.

4.2.6. Curvas de sobrevivência

Utilizando radiações de alto e baixo LET, com altas e baixas taxas de dose, pode-se obter o percentual de sobrevivência de células de um tecido ou órgão. Os pontos experimentais podem ser ajustados matematicamente e, as diversas expressões obtidas são denominadas de *curvas de sobrevivência*. A Figura 4.5. mostra que, para o mesmo valor da dose de radiação, as radiações de alto LET (alfa, nêutrons, íons pesados) resultam em menor percentual de sobrevivência que as de baixo LET (elétrons, beta, fótons).

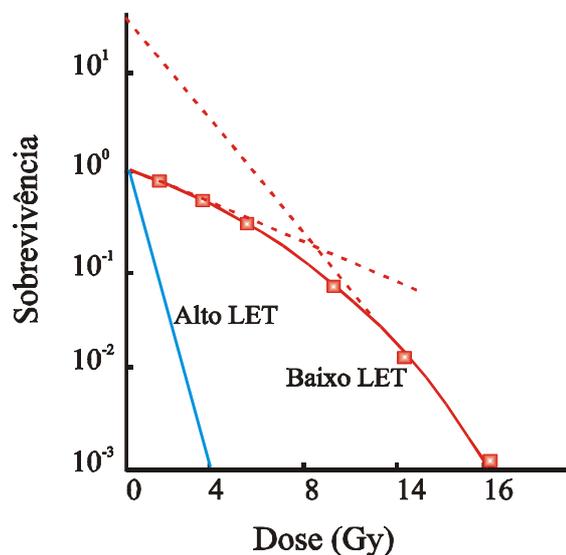


Figura 4.5 - Curvas de sobrevivência para células de mamíferos.

4.2.7. Detrimento

O conceito de detrimento, utilizado em radioproteção envolve a combinação da

probabilidade de ocorrência, severidade (gravidade) e tempo de manifestação de um determinado dano. Ele é a estimativa do prejuízo total que eventualmente seria experimentado por um grupo ou pessoa expostos à radiação, inclusive seus descendentes.

4.3. ETAPAS DA PRODUÇÃO DO EFEITO BIOLÓGICO PELA RADIAÇÃO

4.3.1. Efeitos Físicos

Quando uma pessoa é exposta à radiação ionizante, nos locais atingidos aparecem muitos elétrons e íons livres, radicais produzidos na quebra das ligações químicas e energia cinética adicional decorrentes da transferência de energia da radiação ao material do tecido, por colisão. Uma significativa fração desta energia produz excitação de átomos e moléculas, que pode ser dissipada, no processo de de-excitação, sob a forma de fótons.

Para radiações, do tipo raios X e gama, estes efeitos ocorrem de uma maneira mais distribuída devido ao seu grande poder de penetração. Para radiações beta, os efeitos são mais superficiais, podendo chegar a vários milímetros, dependendo da energia da radiação. Já as radiações alfa, não conseguem penetrar nem um décimo de milímetro na pele de uma pessoa. Seus efeitos provocados por exposições externas são pouco relevantes. Porém, no caso de inalação ou ingestão de radionuclídeos alfa-emissores, elas podem danificar seriamente células de alguns órgãos ou tecidos, pelo fato de serem emitidas em estreito contato ou no seu interior. Esta fase física tem uma duração da ordem de 10^{-13} segundos.

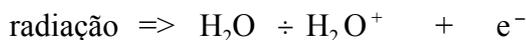
Esta energia adicional transferida pela radiação para uma certa quantidade de massa de tecido atingido, permite definir algumas grandezas radiológicas como, *Dose Absorvida e Kerma*. A relação entre a parte da energia absorvida e a massa do tecido é denominada de Dose Absorvida, enquanto que a relação entre a quantidade de energia cinética adicional e a massa de tecido define o *Kerma* (ver definição mais exata no Capítulo 7). Se o material irradiado for o ar, e se a radiação for fótons X ou gama, a relação entre a carga adicional, de mesmo sinal, e a massa permite definir a *Exposição*. *Esta grandeza só é definida para o ar e para fótons*. Ela pode ser relacionada com as demais grandezas mediante fatores de conversão que levam em conta a energia necessária para criar um par de íons e a influência da diferença de composição química no processo de transferência e absorção de energia.

4.3.2. Efeitos químicos

Como os átomos e moléculas atingidos pela radiação estão dentro de células, que possuem um metabolismo e uma grande variedade de substâncias, a tendência seria a neutralização gradual dos íons e radicais, no decorrer do tempo, ou seja a busca do equilíbrio químico. Esta fase fisicoquímica dura cerca de 10^{-10} segundos, e nela, os radicais livres, íons e os

agentes oxidantes podem atacar moléculas importantes da célula, inclusive as substâncias que compõem o cromossomo.

Algumas substâncias, como a água, H_2O , ao serem ionizadas podem sofrer *radiólise*:



onde,

H_2O^+ é o íon positivo e e^- o íon negativo. O íon positivo forma o radical hidroxil ao se dissociar na forma:



O íon negativo, que é o elétron, ataca uma molécula neutra de água, dissociando-a e formando o radical hidrogênio:



Os radicais hidrogênio e hidroxil podem ser formados também com a dissociação da água, numa excitação:

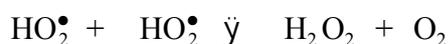


Além disso, os elétrons livres podem polarizar as moléculas próximas de água, formando um *elétron-hidratado* (e^-_{ag}) de vida relativamente longa. Os radicais H^\bullet , OH^\bullet e estes elétrons se difundem e reagem com as biomoléculas, podendo danificá-las. No rastro das radiações de alto LET a densidade de radicais é grande e ocorrem muitas recombinações, tais como:



O rendimento de H_2 e da água oxigenada H_2O_2 na água pura é pequeno, devido à reação de recombinação de H^\bullet com OH^\bullet . Mas dentro da célula ou em presença de oxigênio, o H^\bullet se combina para formar o radical peroxil, que se combina com outro para formar o peróxido de

hidrogênio H₂O₂,



Os radicais e o peróxido de hidrogênio podem reduzir ou oxidar as moléculas biológicas.

4.3.3. Efeitos biológicos

Esta fase varia de dezenas de minutos até dezenas de anos, dependendo dos sintomas. As alterações químicas provocadas pela radiação podem afetar uma célula de várias maneiras, resultando em: morte prematura, impedimento ou retardo de divisão celular ou modificação permanente que é passada para as células de gerações posteriores.

A reação de um indivíduo à exposição de radiação depende de diversos fatores como:

- , quantidade total de radiação recebida;
- , quantidade total de radiação recebida anteriormente pelo organismo, sem recuperação;
- , textura orgânica individual;
- , dano físico recebido simultaneamente com a dose de radiação (queimadura, por exemplo);
- , intervalo de tempo durante o qual a quantidade total de radiação foi recebida.

É bom salientar que o efeito biológico constitui a resposta natural de um organismo, ou parte dele, a um agente agressor ou modificador. O surgimento destes efeitos *não significa uma doença*. Quando a quantidade de efeitos biológicos é pequena, o organismo pode recuperar, sem que a pessoa perceba. Por exemplo, numa exposição à radiação X ou gama, pode ocorrer uma redução de leucócitos, hemácias e plaquetas e, após algumas semanas, tudo retornar aos níveis anteriores de contagem destes elementos no sangue. Isto significa que, houve a irradiação, ocorreram efeitos biológicos sob a forma de morte celular e, posteriormente, os elementos figurados do sangue foram repostos por efeitos biológicos reparadores, operados pelo tecido hematopoiético.

4.3.4. Efeitos orgânicos - Doenças

Quando a quantidade ou a frequência de efeitos biológicos produzidos pela radiação começa a desequilibrar o organismo humano ou o funcionamento de um órgão, surgem sintomas clínicos denunciadores da incapacidade do organismo de superar ou reparar tais danos, que *são*

as doenças. Assim, o aparecimento de um tumor cancerígeno radioinduzido, significa já quase o final de uma história de danos, reparos e propagação, de vários anos após o período de irradiação. A ocorrência de leucemia nos japoneses, vítimas das bombas de Hiroxima e Nagasaki, teve um máximo de ocorrência cinco anos após. As queimaduras originárias de manipulação de fontes de ^{192}Ir , em acidente com irradiadores de gamagrafia, aparecem horas após. Porém, os efeitos orgânicos mais dramáticos, como a redução de tecido, ou possível perda dos dedos, podem levar até 6 meses para acontecer.

As fases descritas anteriormente podem ser ilustradas pela Figura 4.6.

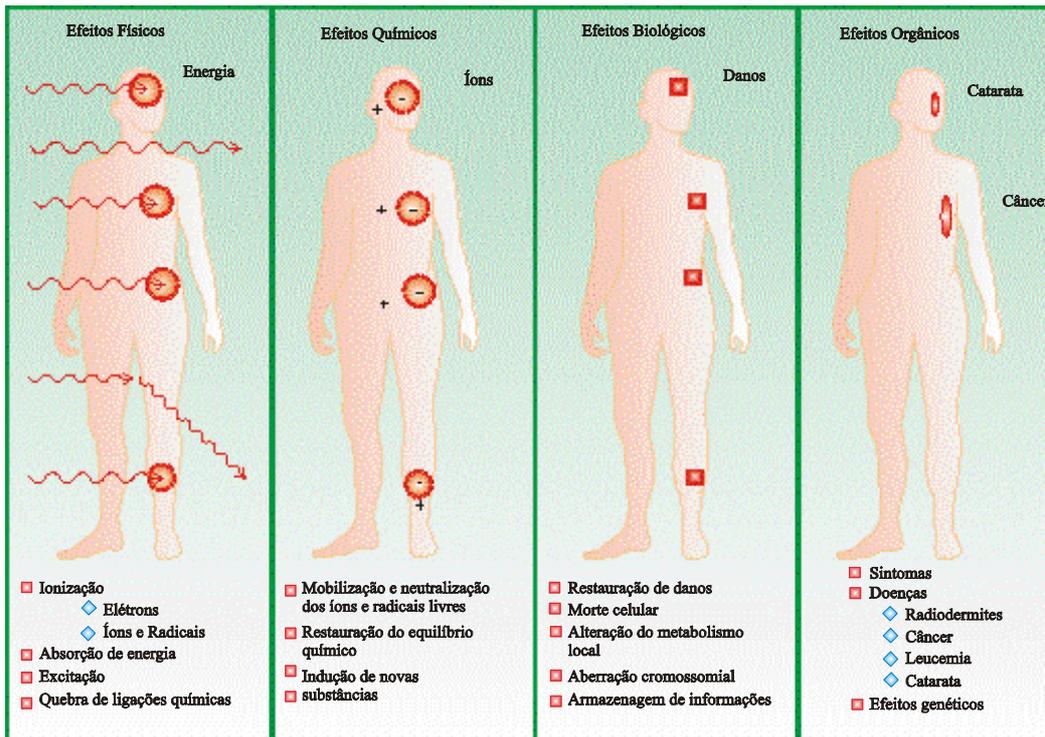


Figura 4.6 - Fases do efeito biológico produzido pela radiação ionizante.

4.4. RADIOSSENSIBILIDADE DOS TECIDOS

4.4.1. Eficiência biológica relativa - RBE

A influência da qualidade de radiação nos sistemas biológicos pode ser quantificada utilizando a Eficiência Biológica Relativa, Relative Biological Effectiveness (RBE).

Para um dado tipo de *radiação A* e supondo constantes todas as variáveis físicas e biológicas, exceto o tipo de radiação, a RBE é definida pela relação adimensional:

$$RBE(A) = \frac{Dose_{referência}}{Dose_{radiaçãoA}}$$

onde,

$Dose_{referência}$ é a dose da radiação de referência necessária para *produzir um específico nível de resposta*;

$Dose_{radiaçãoA}$ é a dose da radiação A necessária para produzir igual resposta

Nesta definição, a radiação usada como referência, nem sempre é bem estabelecida. Em muitos experimentos, utilizou-se a radiação X, filtrada, de 250 kVp. A relação parece clara, como definição, mas a dificuldade está em estabelecer o que significa *um específico nível de resposta*. Para superar possíveis indeterminações, *utiliza-se a razão entre as inclinações das partes que podem ser consideradas lineares, das curvas de Dose x Efeito*, para as radiações em estudo A e de referência. Esta razão, presumivelmente, poderá representar o valor máximo de RBE, ou seja a RBE_M .

Para propósitos de radioproteção, a *RBE* é considerada como sendo *função da qualidade da radiação, expressa em termos da Transferência Linear de Energia (LET)*. Em muitos sistemas a RBE aumenta com o LET até cerca de 100 keV μm^{-1} e depois diminui.

A rigor, a RBE para uma determinada radiação não é somente dependente do LET, mas também da dose, da taxa de dose, do fracionamento da dose e até da idade da pessoa exposta. Seu valor só é reprodutível para um determinado sistema biológico, tipo de radiação e o conjunto de circunstâncias experimentais. Seus valores dependem então da natureza e condição do material biológico, do estado fisiológico, temperatura, concentração de oxigênio, condições de nutrição e estágio do ciclo celular.

A magnitude do efeito e tipo de resposta com a dose também influenciam, pois as curvas de resposta nem sempre são semelhantes e regulares; assim, depende do intervalo de dose em que são comparadas.

A tabela 4.1 fornece alguns valores médios da relação entre RBE e LET, na água.

Tabela 4.1 - Valores médios do LET e RBE para a água (ICRP-ICRU,1963)

LET médio na Água keV/ μm	RBE
3,5 ou menos	1
3,5 a 7,0	1 a 2
7,0 a 23	2 a 5
23 a 53	5 a 10
53 a 175	10 a 20

4.4.2. Transferência linear de energia - LET

O conceito de *transferência linear de energia*, *Linear Energy Transfer (LET)*, provém da simplificação do *Poder de Freamento de Colisão Linear* (*Linear Collision Stopping Power*), como sendo a perda média de energia, por colisão, de uma partícula carregada por unidade de comprimento. O poder de freamento (*stopping power*) expressa o efeito do meio material na partícula, enquanto que o LET expressa o efeito da partícula no meio, normalmente o tecido humano.

Para entender o significado do LET é preciso observar como as partículas carregadas interagem com o meio material. Por exemplo, um elétron, quer gerado após interação de um fóton X ou gama com a matéria, uma radiação beta ou uma partícula proveniente de um acelerador linear, interage basicamente com o campo elétrico de sua carga, influenciado pela sua massa.

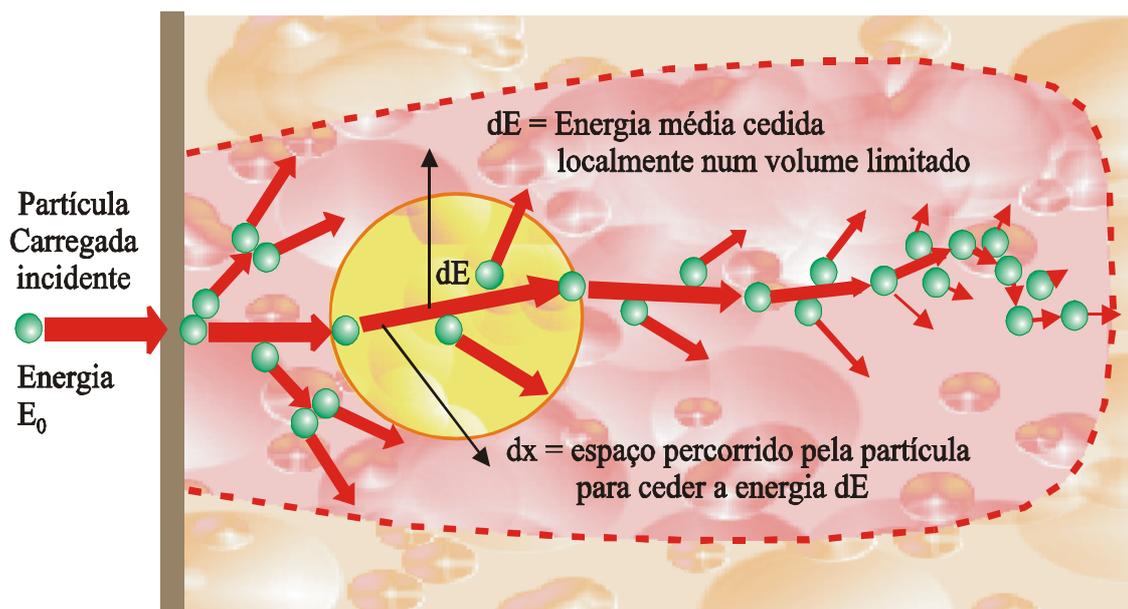
Numa visão simples de uma colisão, parece se comportar como o choque de duas esferas rígidas num mero evento mecânico. Entretanto, sob o ponto de vista físico, o elétron interage com vários elétrons atômicos ao mesmo tempo e, na interação com o elétron mais próximo, eles se afastam sem se “tocar”, devido ao aumento da repulsão de seus campos elétricos quando a distância entre eles é muito pequena. Neste evento, pode haver transferência ou conversão de energia, resultando em excitação ou ionização do átomo, emissão de radiação de freamento (*bremsstrahlung*) e mudança de direção da partícula.

Como num material existem muitos elétrons, quando um elétron nele incide, haverá uma série de colisões sequenciais, com correspondentes transferências de energia e mudanças de direção. A energia inicial do elétron incidente vai sendo gradativamente transferida para o material, numa trajetória com a forma de linha quebrada. Supondo, então, que uma certa quantidade média de energia dE foi transferida entre um ponto *A* de referência e um ponto *B* de avaliação final, após várias colisões, a relação entre a energia dE , média, e a distância dx entre os pontos *A* e *B* é denominada de *LET*. *Quando se fala em energia localmente cedida pela partícula, está implícito que o percurso da partícula carregada é menor do que o seu alcance (range) no meio material.*

Na definição do dE/dx a partir da perda média de energia no espaço percorrido, existe ainda uma dificuldade não explicitada: é como acompanhar o elétron incidente se, após a primeira colisão, podem sair dois elétrons com energias muito próximas, cada um gerando uma

seqüência semelhante de colisões dentro do material. Assim, não contabilizando as perdas de energia pelas partículas secundárias de alta energia (raios δ) o LET recebe a denominação de *Transferência Linear de Energia Irrestrito*, denotado por L_d , uma vez que não se fixou um valor de energia de corte no processo de degradação.

Além disso, acompanhando o percurso de uma partícula carregada num meio material e o processo de transferência de sua energia, percebe-se que ela não possui um valor fixo de LET. O que é chamado de LET, constitui um valor médio obtido de um espectro largo de valores. Assim, a separação de radiações de baixo e alto LET é muito arbitrária, embora de utilidade prática.



$$LET = \frac{\text{Energia média cedida}}{\text{Espaço percorrido}} = \frac{dE}{dx}$$

Figura 4.7 - Visualização do processo de transferência de energia (dE) por uma partícula carregada (elétron) em função da distância percorrida (dx) num meio material.

Por outro lado, o fator de qualidade Q da radiação como função do LET, com seus valores médios estabelecidos pela ICRP podem constituir guias administrativos de importância prática, mas não de utilidade científica, pois muitas incertezas e aproximações foram embutidas. Por isso que a ICRP, em seu lugar, estabeleceu um fator de peso w_R , obtido de uma revisão de uma grande variedade de tipos de exposição e informações biológicas. Conseqüentemente, com a introdução do w_R foi necessário a definição da *Dose Equivalente (Equivalent Dose)*, em substituição ao *Equivalente de Dose (Dose Equivalent)*.

4.4.3. Radiações de baixo LET

As radiações consideradas de baixo LET são: raios X, raios γ , β^+ e β^- . Como se sabe, o LET só é definido para radiações constituídas por partículas carregadas. A inclusão dos raios X e da radiação γ se deve ao fato de que, após a primeira interação com a matéria, aparecem

elétrons por efeito fotoelétrico, por espalhamento Compton ou por formação de pares. Por isso, *tais radiações são também denominadas de indiretamente ionizantes.*

Os elétrons Auger são também considerados radiações de baixo LET, mas podem apresentar valores de RBE maiores que os demais elétrons. Entretanto, se o radionuclídeo que os emite não penetrar na célula, os elétrons Auger são incapazes de produzir efeitos biológicos, devido ao seu pequeno alcance. Para os que penetram na célula, mas não se incorporam ao DNA, o RBE é de 1,5 a 8. Para os que se incorporam no DNA como o ^{125}I , o RBE de seus elétrons Auger fica na faixa de 20 a 40.

4.4.4. Indução de câncer pelas radiações de baixo LET

Para fins de radioproteção, as doses (e taxas de doses), normalmente têm valores muito baixos, da ordem de mGy ou dezenas de mGy. Para estes valores de dose, não existem estudos epidemiológicos suficientes para estabelecer, com segurança, o formato da curva dose-resposta, ou a existência de um limiar. Como a maioria das informações sobre carcinogênese radioinduzida foi obtida com doses acima de 0,1 Gy e com taxas de doses muito altas, fazem-se extrapolações das curvas de dose-resposta, para a região de doses baixas. Dentre as fórmulas matemáticas para explicitar tais hipóteses, a mais utilizada é a linear-quadrática ($E = \alpha D + \beta D^2$). A denominação linear-quadrática é matematicamente incorreta, pois, se for linear não pode ser quadrática. Entretanto, ela é muito usada, devido ao fato de que, para doses baixas, o efeito é proporcional à dose, ou seja, responde linearmente. Para doses elevadas, o efeito aumenta com o quadrado da dose.

O comportamento dos efeitos biológicos que resultam em tumores cancerosos, é descrito, matematicamente, da seguinte forma:

- a. para valores de dose muito baixos, por não se ter dados experimentais inequívocos, supõe-se que a probabilidade de incidência de câncer seja proporcional à dose absorvida;
- b. na região de doses elevadas, com dados obtidos das vítimas de Hiroxima e Nagasaki, acidentes radiológicos e experiências em laboratório, a probabilidade de incidência de câncer varia, na maioria dos casos, com o quadrado da dose; e
- c. para doses muito elevadas, a probabilidade de indução de câncer decresce devido a alta frequência de morte celular, que impede a evolução para um câncer.

Assim, a relação entre a dose e a probabilidade de indução de câncer é considerada linear, para radiações de baixo LET, quando os valores de dose estão abaixo dos limites recomendados pela ICRP.

4.4.5. Radiações de alto LET

As radiações consideradas de alto LET são aquelas que possuem um alto poder de ionização e uma alta taxa de transferência de energia num meio material. Para o mesmo valor da dose absorvida, são as que induzem maiores danos biológicos. Partículas alfa, íons pesados, fragmentos de fissão e nêutrons são classificadas como radiações de alto LET. *As partículas carregadas interagem com os átomos situados defronte à linha de incidência e também nas proximidades, devido a ação da sua carga elétrica e sua massa. São denominadas de radiações diretamente ionizantes. As radiações denominadas de indiretamente ionizantes só são percebidas pelo material, após a primeira ionização, quando liberam elétrons; caso contrário, atravessam o material sem interagir.*

4.4.6. Indução de câncer pelas radiações de alto LET

Para as radiações de alto LET, o fracionamento da dose produz o mesmo efeito ou até o aumenta. Este fenômeno é denominado de “efeito reverso da taxa de dose”, conforme mostra a Figura 4.8.

As radiações de alto LET causam mais danos por unidade de dose que as de baixo LET. Para efeito de morte celular, o RBE é de 2 a 3. Para efeitos determinísticos, geralmente não excede a 10.

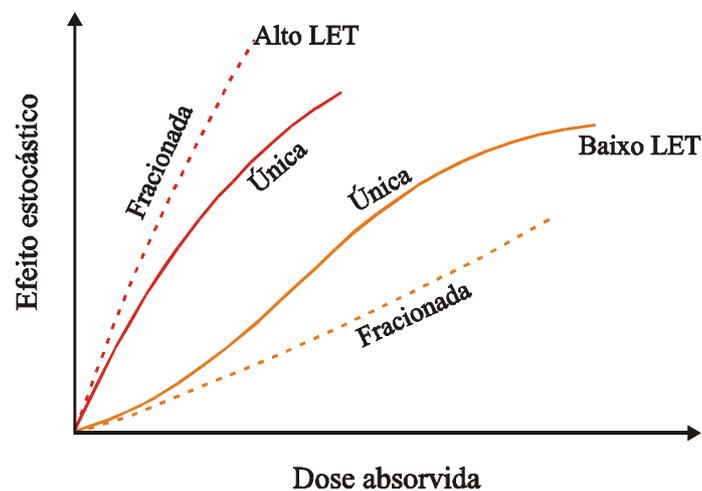


Figura 4.8 - Formas de curvas dose-resposta, para radiações de baixo e alto LET, para indução de efeitos estocásticos.

4.4.7. Fator de eficiência da dose e da taxa de dose - DDREF

A ICRP julga que, quando se obtém coeficientes de probabilidade de indução câncer num dado órgão, obtidos com altas doses e altas taxas de dose de radiações de baixo LET, para aplicá-

los em estimativas com baixas doses ou baixas taxas de dose, deve-se utilizar um *fator de redução*, o *DDREF (Dose and Dose Rate Effectiveness Factor)*. Este fator não se aplica para dados obtidos com radiações de alto LET.

4.4.8. O fator de redução DDREF

Para fins de radioproteção, a ICRP (60) recomenda a inclusão de um fator de redução (DDREF) nos coeficientes de cálculo da probabilidade de indução de câncer devido a doses baixas (< 0,2 Gy) e baixas taxas de dose (<0,19 Gy/h) de radiações de baixo LET.

Devido à variedade de tipos de tumor, nos diversos tecidos ou órgãos, e considerando que os valores atribuídos ao DDREF dependem dos intervalos de valores de dose e taxa de dose estudados, alguns organismos internacionais, como a NCRP e UNSCEAR, sugeriram o uso de um valor entre 2 e 10, após a revisão dos dados experimentais disponíveis. Por exemplo, para o ^{60}Co , a redução de expectativa de vida devido a tumores, com exposições únicas, fracionadas e contínuas, o $\text{DDREF}=5$. *A ICRP recomenda, para propósitos de radioproteção, um valor conservativo e arbitrário de $\text{DDREF} = 2$.*

4.4.9. Obtenção do DDREF

O fator de redução DDREF é obtido, matematicamente, da curva de resposta *Probabilidade de Indução de Câncer versus Dose Absorvida*, para o sistema biológico estudado, e nas faixas de dose e de taxa de dose de interesse. Assim, considerando uma curva de resposta conforme mostra a Figura 4.9.

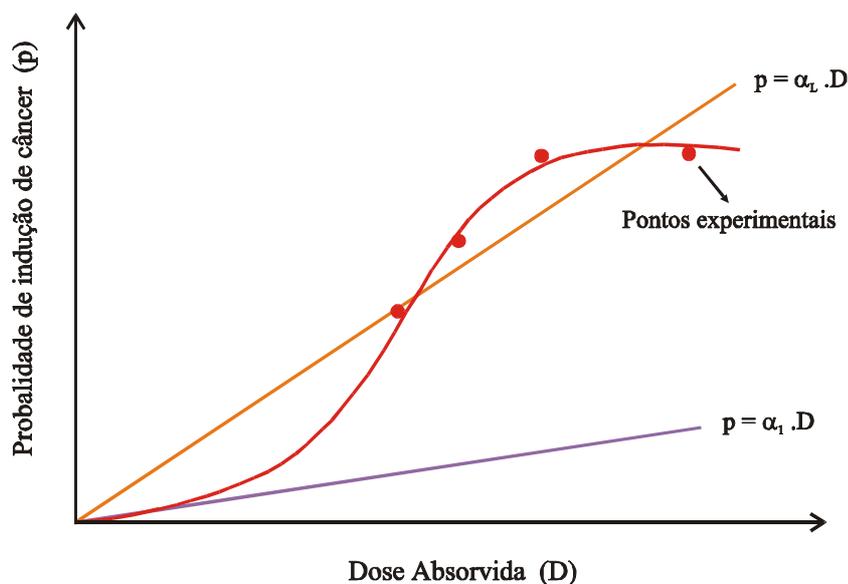


Figura 4.9 - Curva de resposta: probabilidade de indução de câncer versus dose absorvida, do tipo Linear - quadrática, $p = \alpha D + \beta D^2$.

Pela fig.4.9, o DDREF é obtido pela expressão:

$$\text{DDREF} = \alpha_L / \alpha_1$$

onde,

α_L = inclinação da reta de ajuste dos dados experimentais dos pontos de altas dose ou altas taxas de dose (DDREF tem valores altos)

α_1 = inclinação da reta de ajuste dos dados experimentais dos pontos (pouco pontos) de baixas doses ou baixas taxas de dose (DDREF com valor próximo de 1)

4.5. CLASSIFICAÇÃO DOS EFEITOS BIOLÓGICOS

4.5.1. Denominação dos efeitos biológicos

Os efeitos radioinduzidos podem receber denominações em função do valor da dose e forma de resposta, em função do tempo de manifestação e do nível orgânico atingido. Assim, em função da dose e forma de resposta, são classificados em *estocásticos e determinísticos*; em termos do tempo de manifestação, em *imediatos e tardios*; em função do nível de dano, em *somáticos e genéticos (hereditários)*.

4.5.2. Efeitos estocásticos

São efeitos em que *a probabilidade de ocorrência é proporcional à dose de radiação recebida, sem a existência de limiar*. Isto significa, que *doses pequenas, abaixo dos limites estabelecidos por normas e recomendações de radioproteção, podem induzir tais efeitos*. Entre estes efeitos, destaca-se o câncer. A probabilidade de ocorrência de um câncer radioinduzido depende do número de clones de células modificadas no tecido ou órgão, uma vez que depende da sobrevivência de pelo menos um deles para garantir a progressão. O período de aparecimento (detecção) do câncer após a exposição pode chegar até 40 anos. No caso da leucemia, a frequência passa por um máximo entre 5 e 7 anos, com período de latência de 2 anos. Na Figura 4.10 é apresentada uma estimativa do tempo de latência para o aparecimento de câncer após exposição.

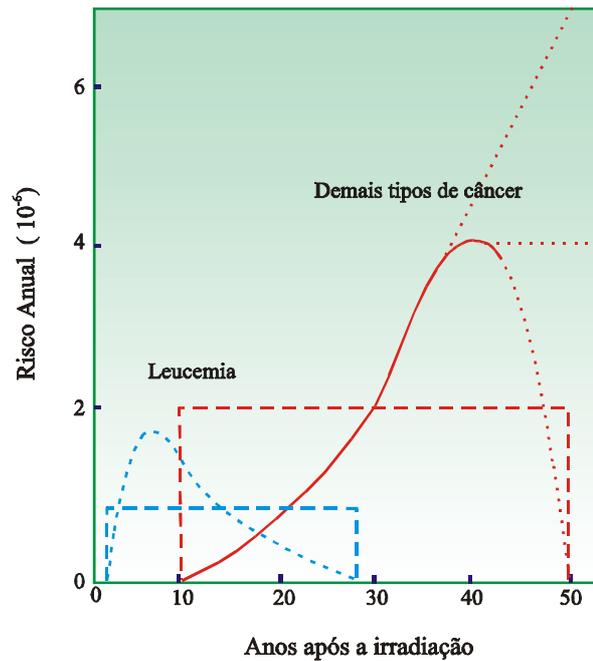


Figura 4.10 - Tempo de latência para aparecimento de câncer após irradiação.

4.5.3. Efeitos determinísticos

São efeitos causados por irradiação total ou localizada de um tecido, *causando um grau de morte celular não compensado pela reposição ou reparo, com prejuízos detectáveis no funcionamento do tecido ou órgão. Existe um limiar de dose*, abaixo do qual a perda de células é insuficiente para prejudicar o tecido ou órgão de um modo detectável. Isto significa que, os efeitos determinísticos, são produzidos por doses elevadas, acima do limiar, *onde a severidade ou gravidade do dano aumenta com a dose aplicada*. A probabilidade de efeito determinístico, assim definido, é nula para valores de dose abaixo do limiar, e 100%, acima.

Além da severidade, os efeitos determinísticos variam com a *frequência* em que um dado efeito, definido como condição patológica reconhecível, aumentando em função da dose, em uma população de indivíduos com diferentes susceptibilidades (curvas a, b e c), conforme ilustra a Figura 4.11.

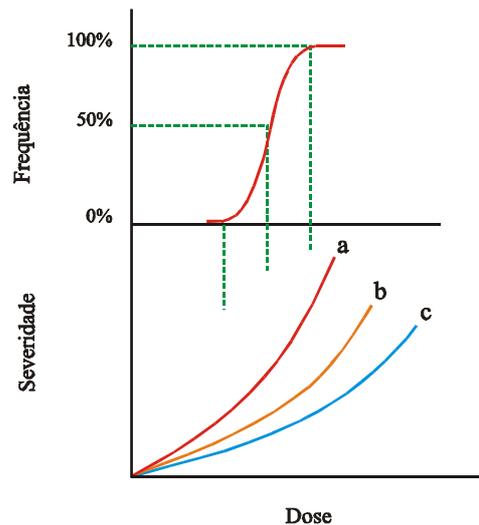


Figura 4.11 - Relações típicas entre dose e gravidade do dano (severidade), para efeitos determinísticos numa população.

Exemplos de efeitos determinísticos na pele, são: eritema e descamação seca para dose entre 3 e 5 Gy, com sintomas aparecendo após 3 semanas; descamação úmida acima de 20 Gy, com bolhas após 4 semanas; necrose para dose acima 50 Gy, após 3 semanas.

Na Tabela 4.2. são apresentados os limiares de dose para efeitos como esterilidade temporária ou permanente, opacidade das lentes, catarata, e depressão do tecido hematopoiético, para exposições única e fracionada.

4.5.4. Efeitos somáticos

Surgem do dano nas células do corpo e o efeito aparece na própria pessoa irradiada. Dependem da dose absorvida, da taxa de absorção da energia da radiação, da região e da área do corpo irradiada.

4.5.5. Efeitos genéticos ou hereditários

São efeitos que surgem no descendente da pessoa irradiada, como resultado do dano produzido pela radiação em células dos órgãos reprodutores, as gônadas. Têm caráter cumulativo e independe da taxa de absorção da dose.

Tabela 4.2 - Limiares de dose para efeitos determinísticos nas gônadas, cristalino e medula óssea

TECIDO E EFEITO	LIMIAR DE DOSE		
	Dose Equivalente Total recebida em uma única exposição (Sv)	Dose Equivalente Total recebida em uma exposição fracionada ou prolongada (Sv)	Taxa de Dose Anual se recebida em exposições fracionadas ou prolongadas por muitos anos (Sv)
Gônadas			
- esterilidade temporária	0,15	ND	0,4
- esterilidade	3,5 - 6,0	ND	2,0
Ovários			
- esterilidade	2,5 - 6,0	6	> 0,2
Cristalino			
- opacidade detectável	0,5 - 2,0	5	> 0,1
- catarata	5,0	> 8	> 0,15
Medula óssea			
- depressão de hematopoiese	0,5	ND	> 0,4

4.5.6. Efeitos imediatos e tardios

Os primeiros efeitos biológicos causados pela radiação, que ocorrem num período de *poucas horas até algumas semanas após a exposição*, são denominados de *efeitos imediatos*, como por exemplo, a radiodermite. Os que *aparecem depois de anos ou mesmo décadas*, são chamados de *efeitos retardados ou tardios*, como por exemplo o câncer.

Se as doses forem muito altas, predominam os efeitos imediatos, e as lesões serão severas ou até letais. Para doses intermediárias, predominam os efeitos imediatos com grau de severidade menor, e não necessariamente permanentes. Poderá haver, entretanto, uma probabilidade grande de lesões severas a longo prazo. Para doses baixas, não haverá efeitos imediatos, mas há possibilidade de lesões a longo prazo.

Os efeitos retardados, principalmente o câncer, complicam bastante a implantação de critérios de segurança no trabalho com radiações ionizantes. Não é possível, por enquanto, usar critérios clínicos porque, quando aparecem os sintomas, o grau de dano causado já pode ser severo, irreparável e até letal. Em princípio, é possível ter um critério biológico e espera-se algum dia ser possível identificar uma mudança biológica no ser humano que corresponda a uma mudança abaixo do grau de lesão. Por enquanto, utilizam-se hipóteses estabelecidas sobre critérios físicos, extrapolações matemáticas e comportamentos estatísticos.

4.6. REVERSIBILIDADE, TRANSMISSIVIDADE E FATORES DE INFLUÊNCIA

4.6.1. Reversibilidade

A célula possui muitos mecanismos de reparo, uma vez que, durante sua vida, sofre danos provenientes de substâncias químicas, variação da concentração iônica no processo de troca de nutrientes e dejetos junto à membrana celular, danos físicos produzidos por variações térmicas e radiações. Mesmos danos mais profundos, produzidos no DNA, podem ser reparados ou compensados, dependendo do tempo e das condições disponíveis. Assim, um tecido atingido por uma dose de radiação única e de baixo valor, tem muitas condições de recuperar sua integridade, mesmo que nele haja um certo percentual de morte de suas células. Em condições normais, ele repõe as células e retoma o seu ritmo de operação. Nestas condições, pode-se dizer que o dano foi reversível. Entretanto, para efeito de segurança, em proteção radiológica, considera-se que o efeito biológico produzido por radiação ionizante é de caráter cumulativo, ou seja, despreza-se o reparo do dano.

4.6.2. Transmissividade

Outra questão importante é que *o dano biológico produzido numa pessoa não se transmite*. O que pode eventualmente ser transmitido é um efeito de doses elevadas, que lesando significativamente as células reprodutivas, pode resultar num descendente portador de defeito genético. Não há relação nenhuma entre a parte irradiada numa pessoa e o local de aparecimento do defeito no organismo do filho.

Uma pessoa danificada pela radiação, mesmo exibindo sintomas da *síndrome de irradiação aguda*, pode ser manuseada, medicada e transportada como um doente qualquer, pois sua “doença” “não pega”. O cuidado que se deve ter no tratamento destas pessoas, é o dos médicos, enfermeiros, demais pessoas e instalações de não contaminá-las por vírus ou bactérias por eles portados, uma vez que, a resistência imunológica dos pacientes está muito baixa.

As pessoas que sofreram contaminação, interna ou externa, com radionuclídeos é que precisam ser manuseadas com cuidado, pois tais radionuclídeos podem estar presentes no suor, na excreta e muco das vítimas. Por exemplo, as vítimas do acidente com o ^{137}Cs , em 1987 em Goiânia, tiveram que ficar isoladas e, durante o tratamento especial, os técnicos tiveram que usar macacões, luvas, máscaras e sapatilhas para não se contaminarem radioativamente e não contaminarem biologicamente os enfermos.

4.6.3. Fatores de influência

Pessoas que recebem a mesma dose de radiação não apresentam os mesmos danos e nem sempre respondem em tempos semelhantes. A relação dose-resposta é o resultado estatístico obtido de vários experimentos, in vivo, in vitro, e em acidentes com radiação. Existem alguns fatores que modificam a resposta ou o efeito biológico, como por exemplo, a idade, o sexo e o

estado físico.

O indivíduo é mais vulnerável à radiação quando criança ou quando idoso. Na infância, os órgãos, o metabolismo, as proporções ainda não se estabeleceram definitivamente e, assim, alguns efeitos biológicos podem ter resposta com intensidade ou tempo diferentes de um adulto. Por exemplo, com relação ao tempo de retenção de um radionuclídeo como o ^{137}Cs , na forma de cloreto de céσιο, a *meia-vida efetiva* na criança é cerca de 55 dias, enquanto que, num adulto é de 110 dias. Isto significa, por um lado que, o ^{137}Cs teve “menos tempo” para irradiar os órgãos internos, o que resultaria numa expectativa de menor dose de radiação. Por outro lado, como o processo de multiplicação celular é muito significativo nesta fase da vida do indivíduo, as células são mais sensíveis à radiação, morrendo em maior quantidade, mesmo que a reposição ocorra com uma taxa maior. Além disso, os órgãos estão mais próximos, facilitando o aumento da dose num órgão, quando existe um outro com maior incidência de contaminação. No caso do idoso, o processo de reposição ou reparo celular é de pouca eficiência e a resistência imunológica é menor que a de um adulto normal.

As mulheres são mais sensíveis e devem ser mais protegidas contra a radiação que os homens. Isto porque possuem órgãos reprodutores internos e os seios são constituídos de tecidos muito sensíveis à radiação. Além disso, existe o período de gestação, onde o feto apresenta a fase mais vulnerável à radiação e a mãe tem seu organismo bastante modificado em forma, composição hormonal e química.

O estado físico do irradiado influencia bastante na resposta do indivíduo à radiação. Se uma pessoa é forte, resistente, bem alimentada, sua resposta aos possíveis danos da radiação será atenuada quando comparada à uma pessoa fraca, subalimentada e com deficiência imunológica. Isto é esperado em relação a qualquer agente agressor, interno ou externo. A avaliação do estado físico é importante quando da tomada de decisão para o tratamento de radioterapia de uma pessoa com câncer, pois, em alguns casos, o tratamento poderia resultar num agravamento do quadro clínico.

Um fato notável é a composição dos efeitos danosos da radiação com outros fatores agressivos ao organismo, como por exemplo, o fumo. Dentre os males causados pelo fumo, destaca-se o câncer nas vias respiratórias. Assim, a diferença entre a frequência de incidência, por exemplo, de câncer no pulmão em trabalhadores de minas de exploração de urânio, fumantes e não fumantes, pode atingir quase um fator dez, para o mesmo valor de dose absorvida, conforme mostra a Figura 4.12.

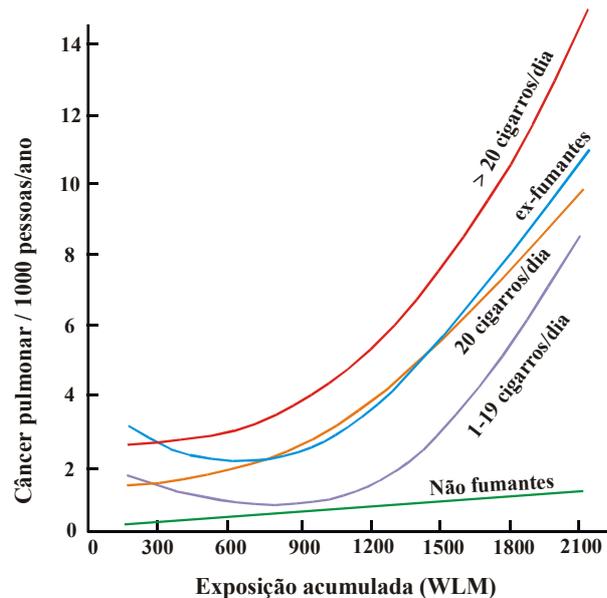


Figura 4.12 - Variação da incidência do câncer de pulmão em trabalhadores de minas de urânio, fumantes e não fumantes.

4.7. USO DE EFEITOS BIOLÓGICOS NA TERAPIA

4.7.1. Radioterapia

O fato de radiações penetrantes do tipo raios X e gama induzirem danos em profundidades diversas do organismo humano e, com isso, causar a morte de células, pode ser utilizado para a terapia do câncer. Assim, tumores profundos podem ser destruídos ou regredidos sob a ação de feixes de radiação gama adequadamente aplicados. Como a intensidade do feixe decai exponencialmente com a espessura de tecido penetrado, a dose e a correspondente quantidade de dano produzido, é maior na superfície de entrada do que no ponto de localização do tumor. Isto irradiaria, com maior dose, os tecidos de entrada e intermediário, desnecessariamente. Para minimizar isso, focaliza-se sempre o tumor, e aplica-se o feixe de radiação em diferentes direções, movendo o irradiador ou o paciente, de modo que a dose induza à morte as células do tumor e o tecido sadio irradiado seja naturalmente repostado. O uso de raios X é semelhante, com a diferença que se pode variar o poder de penetração da radiação e a intensidade de feixe.

Para tumores localizados em certas regiões do corpo é preferível utilizar fontes de radiação gama aplicadas diretamente sobre eles, numa técnica conhecida como *Braquiterapia*. Dependendo da situação, pode-se embutir fontes perto do local afetado, como as antigas “agulhas” de rádio e as “sementes” de céσιο e cobalto, ou irradiar o tumor com uma fonte próxima, por meio de um aplicador.

4.7.2. Aplicações oftalmológicas e dermatológicas

Em alguns tratamentos pós-cirúrgicos, pode ser utilizado um aplicador do tipo oftalmológico ou dermatológico, contendo um radioisótopo emissor beta puro, do tipo ^{90}Sr , cujas radiações causam dano superficial devido à baixa penetração da radiação. Isto pode danificar um pouco a lente dos olhos ou a pele da pessoa mas, em compensação, o efeito de cauterização resultante pode acelerar a cicatrização, evitar a hemorragia ou a formação de *quelóides* (cicatrizes indesejáveis), respectivamente.

4.7.3. Aplicação de Radiofármacos

Na obtenção de imagens de órgãos, tecidos e sistemas do corpo humano, podem ser utilizados feixes externos de raios X ou as radiações gama emitidas por radioisótopos neles incorporados, utilizando radiofármacos apropriados.

Nestes exames de radiodiagnóstico, o tempo de exposição varia de fração de segundos até algumas horas. O dano causado depende da dose absorvida, que é acumulativa, mas de valor muito menor quando comparada com as aplicadas em radioterapia.

Na figura 4.13 tem-se uma ilustração dos principais radiofármacos utilizados e seus respectivos órgãos ou tecidos de incorporação preferencial.

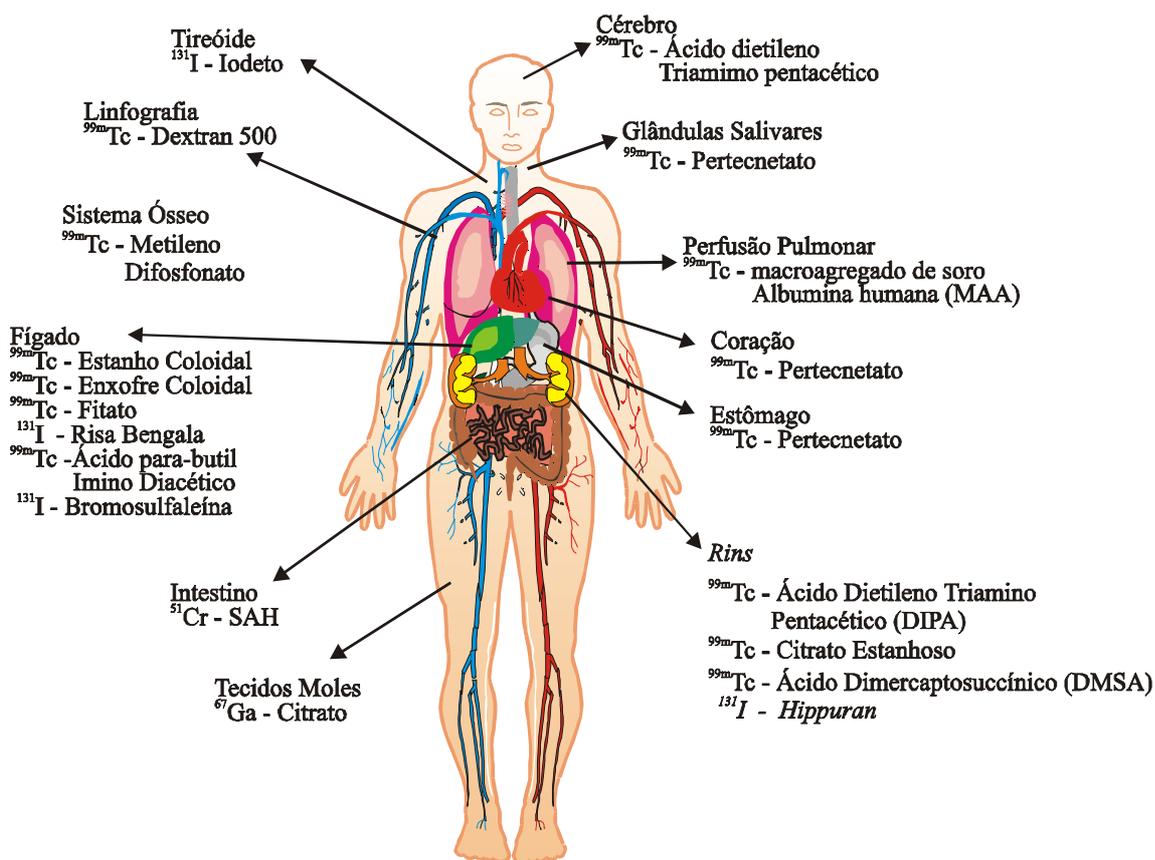


Figura 4.13 - Incorporação preferencial de radioisótopos nos tecidos e órgãos do corpo humano, em função do tipo de composto químico utilizado, para produção de imagens em gama-câmaras para diagnóstico em Medicina Nuclear.

4.8. SÍNDROME DE IRRADIAÇÃO AGUDA

4.8.1. Exposições acidentais com altas doses

A exposição com feixes externos de radiação e, em alguns casos, com contaminação interna por radionuclídeos, pode resultar em valores elevados de dose absorvida, envolvendo partes do corpo ou todo o corpo. Estas exposições ocorrem em situações de acidente, envolvendo fontes radioativas de alta atividade ou feixes de radiação intensos produzidos por geradores de radiação ionizante, como aceleradores de partícula, reatores e máquinas de raios X. Como resultado destas exposições o organismo humano desenvolve reações biológicas que podem se manifestar sob a forma de *sintomas indicativos de alterações profundas provocadas pela radiação, conhecidos como Síndrome de Irradiação Aguda* ou, como denominam algumas pessoas, Síndrome de Radiação Aguda.

Na análise microscópica do organismo humano, percebe-se que muitas células tiveram, entre outros danos, seus cromossomos atingidos e, algumas células exibem aberrações cromossômicas. Estas aberrações cromossômicas podem ser observadas com auxílio de um microscópio óptico, após devido procedimento de cultura biológica, separação e tratamento do material amostrado para análise, por exemplo, o sangue. O cromossomo normal tem a forma de um “X”. As formas mais características de aberrações produzidas são os denominados cromossomos dicêntricos e em forma de anel. Os dicêntricos são formados pela emenda aleatória de dois cromossomos mutilados pela radiação, cada um contribuindo com um centro. Os anéis aparecem quando um mesmo cromossomo é cortado nas duas extremidades, e elas se ligam formando um anel. A frequência relativa de dicêntricos e anéis depende da dose, da energia da radiação e do tipo de radiação. Na Figura 4.14 são apresentadas curvas que expressam a variação do número de aberrações com o tipo e energia da radiação.

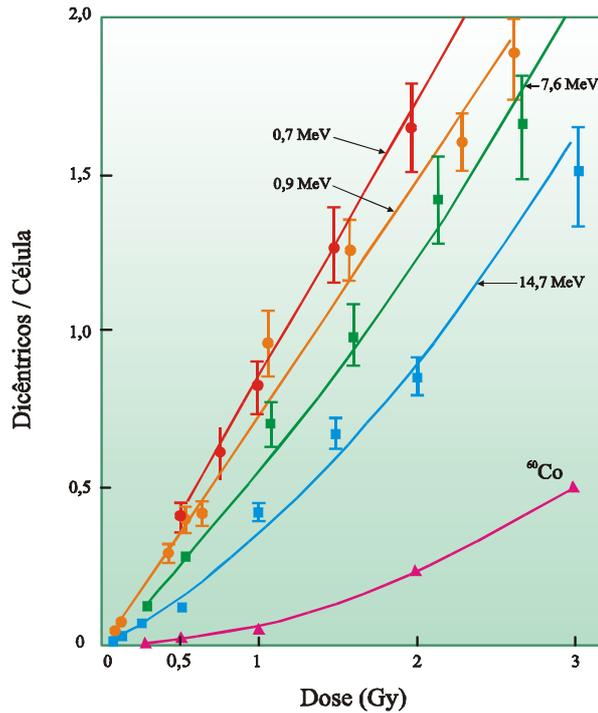


Figura 4.14 - Frequência de cromossomos dicêntricos para células submetidas à radiação gama do ⁶⁰Co e a nêutrons de várias energias.

4.8.2. Exposição externa localizada

As lesões mais severas produzidas por exposições localizadas e de altas doses são, resumidamente:

- a. *Lesões na pele*
 - eritema precoce $3 < D < 10 \text{ Gy}$
 - epiderme seca $10 < D < 15 \text{ Gy}$
 - epiderme exudativa $15 < D < 25 \text{ Gy}$
 - queda de pelos e cabelos
 - radiodermite
 - necrose $D > 25 \text{ Gy}$

- b. *Lesões no olho*
 - ocorre para $D > 2 \text{ Gy}$

- c. *Lesões nas gônadas*
 - Homem
 - esterilidade temporária $D > 0,3 \text{ Gy}$
 - esterilidade definitiva $D > 5 \text{ Gy}$

- Mulher
- alterações provisórias na fecundidade $D > 3 \text{ Gy}$
- esterilidade $5 < D < 8 \text{ Gy}$

- d. *Lesão no Feto*
 - *efeitos em função da dose e idade do feto*

4.8.3. Síndrome de Irradiação Aguda

O conjunto e a sucessão de sintomas que aparecem em vítimas de acidentes envolvendo doses elevadas de radiação é denominado de Síndrome de Irradiação Aguda. Os sistemas envolvidos são o circulatório, particularmente o tecido hematopoiético; o gastrointestinal e o sistema nervoso central. Para valores de dose e os sintomas associados podem ser representados de modo simplificados, conforme mostra o Tabela 4.3.

Tabela 4.3 - Síndrome de Irradiação Aguda

FORMA	DOSE ABSORVIDA (Gray)	SINTOMAS
Infra-clínica	< 1	Ausência de sintomas, na maioria dos indivíduos
Reações leves generalizadas	1 a 2	Astenia, náuseas e vômitos de 3 a 6 horas após a exposição. Efeitos desaparecendo em 24 horas
Síndrome Hematopoiética Leve	2 a 4	Depressão da função medular (linfopenia, leucopenia, trombopenia, anemia). Máximo em 3 semanas após a exposição e voltando ao normal em 4 a 6 meses.
Síndrome Hematopoiética Grave	4 a 6	Depressão severa da função medular
Síndrome do Sistema Gastro-intestinal	6 a 7	Diarréia, vômitos, hemorragias
Síndrome Pulmonar	6 a 10	Insuficiência respiratória aguda
Síndrome do Sistema Nervoso Central	>10	Coma e morte. Horas após a exposição.

A dose letal média fica entre 4 e 4,5 Gy. Isto significa que, de 100 pessoas irradiadas com esta dose, metade morre.

Na Tabela 4.4 são apresentados a chance de sobrevivência, o tempo de manifestação e os sintomas.

Tabela 4.4 - Sintomas de doença resultantes da exposição aguda à radiação ionizante, em função do tempo.

TEMPO DE MANIFESTAÇÃO (semanas)	SOBREVIVÊNCIA		
	PROVÁVEL 1 - 3 Gy	POSSÍVEL 4 - 7 Gy	IMPROVÁVEL > 8 Gy
1	Fase latente, nenhum sintoma definido	Náusea, vômito	Náusea, vômito, diarreia, garganta inflamada, úlcera, febre, emagrecimento rápido, morte
2		Depilação, perda de apetite, indisposição, garganta dolorida, diarreia, emagrecimento, morte.	
3	Depilação, perda de apetite, indisposição		
4	garganta dolorida, diarreia, emagrecimento moderado		

Tabela 4.5 - Sintomas e sinais no estágio prodrômico e síndrome de irradiação aguda em ordem aproximada de crescente gravidade.

Anorexia (perda de apetite)
Náusea
Vômito
Debilidade e fadiga
Prostração
Diarreia
Conjuntivite
Eritema (vermelhidão cutânea)
Choque (falência aguda da circulação periférica)
Oligúria (redução da excreção urinária)
Ataxia (perda da coordenação dos movimentos)
Desorientação
Coma (alteração grave da vigília - encéfalo)
Morte

Para se ter uma compreensão mais significativa destes eventos sintomáticos, em termos de dose absorvida e tempo de manifestação, a Fig.4.15 mostra o comportamento médio das pessoas, em termos probabilísticos, quando expostas a altas doses de radiação ionizante.

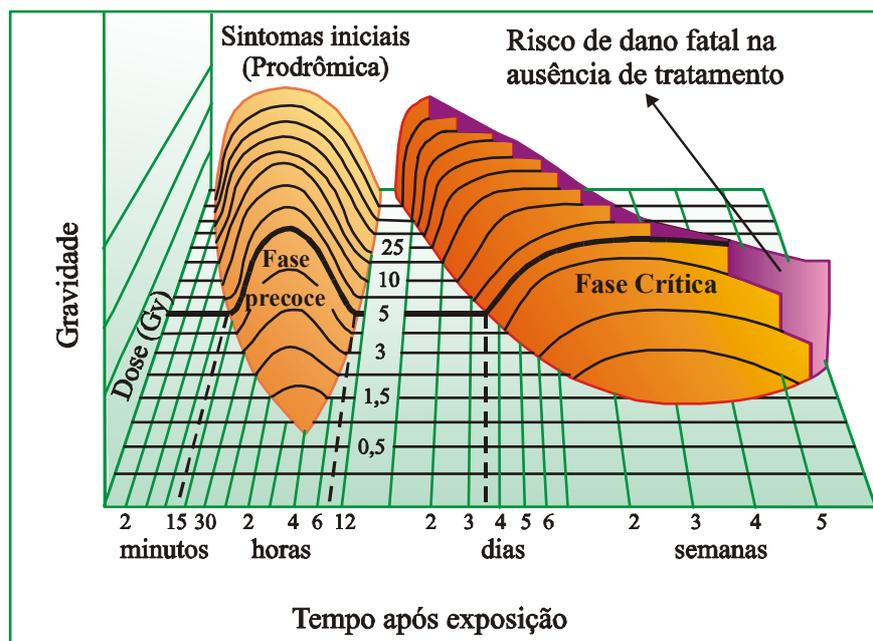


Figura 4.15 - Evolução média de pessoas irradiadas em relação ao tempo e em função da dose.

Na Figura 4.15 os sintomas são caracterizados por três parâmetros: a dose absorvida, a gravidade (severidade) do dano e o tempo de manifestação após a exposição.

Assim, por exemplo, para um indivíduo exposto a uma dose de 5 Gy, sua fase Prodrômica se inicia quase 15 minutos após a exposição e desaparece em torno de 8 horas.

Sua fase crítica é esperada após 3,5 dias, devendo-se ter um cuidado extremo com ele após 3 semanas, quando o indivíduo corre sério risco de morrer.

CAPÍTULO 5

GRANDEZAS RADIOLÓGICAS E UNIDADES

5.1. EVOLUÇÃO CONCEITUAL DAS GRANDEZAS

5.1.1. A quantificação da radiação ionizante

Uma das questões iniciais na utilização da radiação ionizante é como realizar uma *medição de quantidades utilizando a própria radiação ou os efeitos e subprodutos de suas interações com a matéria.*

5.1.1.1. *Campo de radiação*

Uma abordagem intuitiva seria medir quantas radiações são emitidas, por exemplo, num intervalo de tempo ou quantas radiações atravessam determinada secção ou área. São *grandezas radiológicas associadas ao campo de radiação, que contabilizam o número de radiações relacionado com alguma outra grandeza do sistema de medição tradicional, como tempo e área.* Com isso, pode-se definir grandezas do tipo *Atividade* de um material radioativo, ou *Fluência* de partículas de um acelerador.

Outra abordagem, seria em relação às propriedades do campo de radiação para fins de definição de outras grandezas, como: *campos expandidos e alinhados* (ver 5.5).

5.1.1.2. *Grandezas dosimétricas*

Outra maneira seria *avaliar os efeitos da interação* da radiação com um material, utilizando algum efeito ou subproduto. Por exemplo, utilizando *a carga elétrica* dos elétrons ou íons produzidos pela ionização, *a energia transferida* ao material pela radiação, *a energia absorvida* pelo material, *a luminescência*, *a alteração da condutividade elétrica*, *o calor produzido*, *o defeito cristalino*, *a alteração química*. De modo semelhante, utilizando relações com a massa ou volume, pode-se definir grandezas radiológicas como, *Exposição*, *Kerma* e *Dose Absorvida*. São *grandezas dosimétricas*, pois estão associadas à quantidade de radiação que um material foi submetido ou absorveu.

5.1.1.3. *Grandezas limitantes*

Quando os efeitos das interações acontecem no organismo humano e se as suas consequências podem ser deletérias, pode-se definir *grandezas limitantes*, para indicar o risco à saúde humana devido à radiação ionizante. Como as radiações apresentam diferenças na ionização, penetração e, conseqüente dano biológico produzido, introduz-se *fatores de peso associados às grandezas dosimétricas* e, assim, se obtém o *Equivalente de Dose*.

Como o conceito de *equivalente de dose* não utiliza somente as grandezas básicas na sua definição, pode surgir uma variedade de grandezas limitantes dependendo do propósito de limitação do risco. Assim, define-se: o *Equivalente de dose no órgão*, *Equivalente de dose efetiva*, *Dose equivalente*, *Dose efetiva*, etc.

5.1.1.4. *Grandezas operacionais*

Levando em consideração as *atividades de Radioproteção*, pode-se definir grandezas radiológicas mais consistentes ou úteis nas práticas, por exemplo, de monitoração de área e monitoração individual. Isto porque as grandezas limitantes não são mensuráveis ou de fácil estimativa. São as chamadas *grandezas operacionais*. Desta maneira, aparecem grandezas muito específicas como: *Equivalente de dose ambiente* e *Equivalente de dose direcional*.

5.1.1.5. *Fatores de conversão e condições de medição*

Nem sempre o modo de operação dos detectores, o material de que são constituídos e os parâmetros que medem, correspondem às grandezas radiológicas anteriormente mencionadas. Assim, é preciso introduzir *fatores de conversão* que levam em conta as diferenças de interação da radiação com um gás, o ar, um semiconductor, uma emulsão, e o tecido humano ou um órgão. Além disso, existem as condições de medição: se foram realizadas no ar, num fantoma, em campos alinhados ou expandidos, nas condições de temperatura e pressão padronizadas.

Por exemplo, quando se deseja medir o Equivalente de Dose Pessoal $H_p(d)$ (ver em 5.5.5), para radiações fortemente penetrantes onde $d=10$ mm, usando um filme dosimétrico, utiliza-se um fator de conversão de kerma no ar e $H_p(10)$ fornecido pela tabela ISO 40-37-3. Estes fatores de conversão foram obtidos, irradiando-se uma câmara de ionização padrão em feixe de ^{60}Co , no ar, no ponto de interesse, e um filme dosimétrico nas mesmas condições de medição. Se o filme foi exposto sobre um fantoma de água, usa-se o fator de conversão de kerma no ar para kerma na água.

A conversão, por exemplo, de uma densidade óptica de uma emulsão em dose equivalente, necessita de curvas de calibração obtidas com irradiações de filmes do mesmo lote, com valores conhecidos de dose absorvida, para cada valor de energia e, para a mesma dose, diferentes energias dos fótons, em feixes padronizados. Assim, com as relações entre os valores das densidades ópticas nas regiões sem e com filtro, dos filmes dosimétricos é possível obter-se o valor da energia efetiva e da dose absorvida. O valor obtido pode sofrer pequenas modificações

devidas a fatores de correção, provenientes da dependência energética, angular, direcional, etc. Como o fator de qualidade é igual a um, obtém-se o valor da dose equivalente.

Este mesmo procedimento é utilizado para converter as grandezas básicas Dose Absorvida, Fluência e Exposição, que possuem padrões nacionais, para as grandezas operacionais, todas mensuráveis.

5.1.1.6. ICRP e ICRU

Existem instituições internacionais somente para cuidar da definição das grandezas, relações entre elas e suas respectivas unidades.

A *International Commission on Radiological Protection, ICRP*, fundada em 1928, que promove o desenvolvimento da radioproteção, faz *recomendações voltadas para as grandezas limitantes*.

A *Internacional Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU*, fundada em 1925, cuida especialmente *das grandezas básicas e das operacionais*.

5.1.2. A notação diferencial

Na física, as grandezas frequentemente são definidas de um modo macroscópico, como por exemplo, a velocidade v , como sendo a relação entre o espaço percorrido s e o tempo t gasto para isso, ou seja: $v = s/t$, e medida em unidades de $m s^{-1}$. Mas, devido à facilidade de realizar cálculos, é muito útil a *definição sob a forma diferencial, por ser mais consistente com equações diferenciais, equações envolvendo integrais e com a caracterização da velocidade num determinado ponto da trajetória*. Assim, a velocidade passa a ser definida na forma: $v = ds/dt$, e tem natureza vetorial.

Em radioproteção e dosimetria usa-se o mesmo procedimento. Pelo fato da definição, na forma diferencial, expressar mais exatamente o conceito da grandeza, ser mais abrangente e, matematicamente, mais versátil, quase todas as grandezas radiológicas são expressas desta forma.

5.2. PROCEDIMENTO DE DEFINIÇÃO DAS GRANDEZAS RADIOLÓGICAS

5.2.1. Exigências básicas para a definição de uma grandeza

Desde que surgiram as primeiras preocupações com a possibilidade das radiações ionizantes induzirem detrimientos à saúde humana, apareceram os métodos de produção, caracterização e medição da radiação, bem como de definição de grandezas que expressassem com realismo a sua interação com o tecido humano. Obviamente que *o objetivo final era estabelecer a correlação dos valores de tais grandezas, entre si e com os riscos de detrimeto*.

Outra questão que interferiu bastante foi o fato dos *detectores de radiação nem sempre expressarem seus valores dentro da definição das grandezas escolhidas*. Por exemplo, como se

pode conectar a densidade óptica de um filme dosimétrico com a grandeza dose absorvida de radiação? Como associar uma leitura obtida num ponto no ar por um detector à gas com o efeito biológico que seria produzido num órgão de uma pessoa, se ali estivesse postada?

Além destas questões surgiram aspectos técnicos associados às técnicas de medição e aos detectores utilizados. É que para cada grandeza definida, é preciso definir *padrões* que servirão como valores de referência *para as calibrações*. Dentre as diversas grandezas, algumas seriam mais bem utilizadas devido a existência de métodos alternativos, absolutos e relativos, de medição, sustentados por equipamentos de melhor desempenho metrológico.

5.2.2. Concepções estabelecidas pelas ICRP 26 e ICRP 60

As publicações da ICRP nº 26, de 1977, e nº 60 de 1990 foram duas importantes referências no tocante ao estabelecimento de grandezas radiológicas, suas relações e métodos de medição, dentro de uma concepção o mais coerente possível. Na ICRP 60 surgiram novas grandezas, algumas em substituição a grandezas definidas na ICRP 26, com um inconveniente de ter nomes muito parecidos.

Alguns problemas relacionados à determinação de grandezas surgiram da introdução da ICRP 26, que serviu de base à Norma CNEN NE-3.01 - "Diretrizes Básicas de Radioproteção". A grandeza "*Dose Equivalent*" do ICRP 26 foi traduzida na norma brasileira para "*Dose Equivalente*", ao invés de "*Equivalente de Dose*", que deveria ser a tradução correta e que é a adotada neste texto. Por outro lado, a ICRP 60 introduziu o conceito de grandeza denominada "*Equivalent Dose*", ainda não adotado em norma brasileira, mas cuja tradução deve ser "*Dose Equivalente*" o que obrigará a CNEN a alterar a denominação da grandeza anterior ou criar uma tradução diferente para esse novo conceito.

Assim, no texto desta apostila onde se lê Equivalente de dose, entenda-se Dose equivalente da norma da CNEN.

Na Figura 5.1 se representa o procedimento de definição das grandezas radiológicas e sua conexão com o risco de detrimento associado, nas concepções da ICRP 26 e ICRP 60.

- Q = fator de qualidade da radiação
- w_R = fator de peso da radiação
- w_T = fator de peso do tecido ou órgão
- f_T = coeficiente de risco de detrimento ou fatalidade
- n = número de casos
- Sv = sievert
- Gy = gray

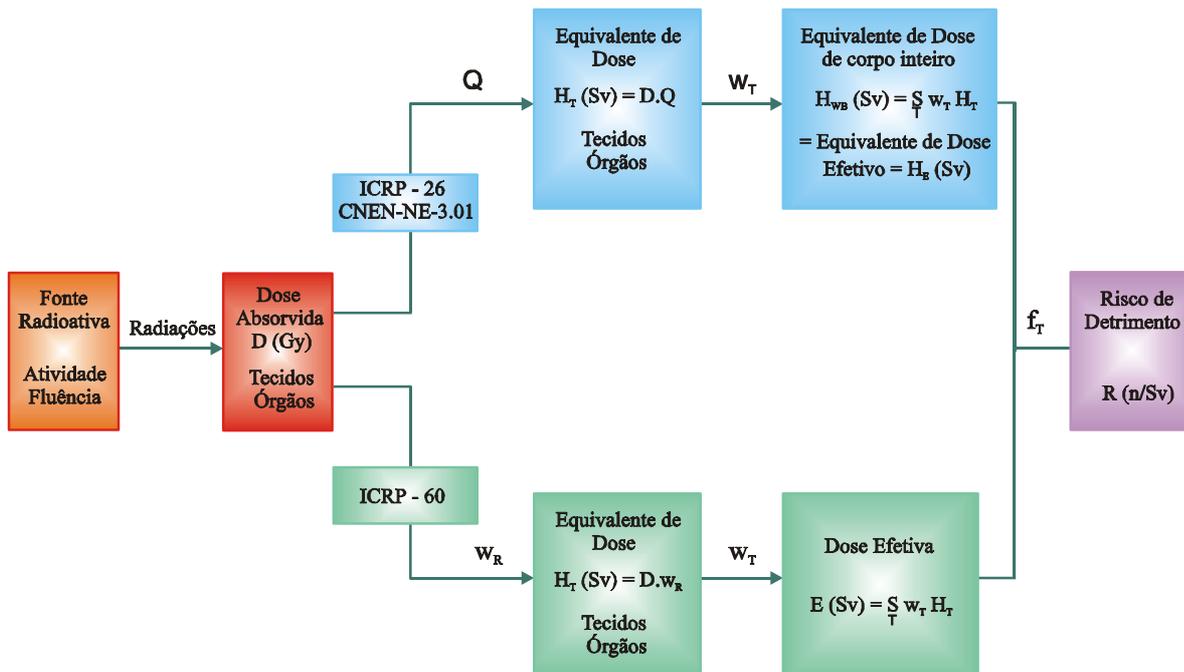


Figura 5.1 - Representação esquemática do procedimento de definição das grandezas e as relações entre elas estabelecidas no ICRP 26 e ICRP 60.

5.3. GRANDEZAS RADIOLÓGICAS

5.3.1. Atividade, A

A *atividade* de um material radioativo é o *número de transformações nucleares por unidade de tempo*. Matematicamente é expressa por:

$$A = \frac{dN}{dt} \quad (\text{Bq} = \text{s}^{-1})$$

onde N é o número de núcleos radioativos contidos na amostra ou material.

A unidade, *becquerel (Bq)*, corresponde a *uma transformação por segundo, ou s^{-1}* . A unidade antiga, *curie (Ci)* = $3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$, é ainda utilizada em algumas situações.

É bom salientar que, uma transformação por segundo não significa a emissão de uma radiação por segundo, pois, numa transformação nuclear, podem ser emitidas várias radiações de vários tipos e várias energias. Muitas vezes uma transformação nuclear é confundida com uma desintegração nuclear, devido ao *antigo conceito de radioatividade que imaginava que, quando o núcleo emitia radiações, ele estava se desintegrando, se destruindo*. Hoje se sabe que o núcleo só emite radiações para se auto-organizar, otimizar sua estrutura e dinâmica.

Na prática, devido a hábitos estabelecidos, uma desintegração/segundo é equivalente a uma transformação/segundo e ao becquerel. A razão básica é que, o tempo de ocorrência da transformação nuclear é tão curto, de 10^{-9} a 10^{-13} segundos, que não existe ainda detector capaz de discriminar radiações emitidas neste intervalo de tempo, de modo que tudo resulta numa “contagem” ou num pulso. Por outro lado, mesmos que as radiações sejam emitidas em todas as direções e sentidos, é possível conhecer a atividade da fonte comparando-a com uma fonte de referência, de mesma geometria e matriz físico-química.

A atividade é medida de forma absoluta em um sistema de coincidência $4\pi\beta\text{-}\gamma$ (ver 6.8.16).

5.3.2. Fluência, Φ

A fluência Φ de partículas é o quociente dN/da , onde dN é o número de partículas incidentes sobre uma esfera de seção de área da , medida em unidade de m^{-2} .

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (m^{-2})$$

O número de partículas N pode corresponder a partículas emitidas, transferidas ou recebidas. Esta grandeza é muito utilizada na medição de nêutrons.

A fluência, por exemplo de uma fonte de nêutrons, é medida de modo absoluto utilizando-se um sistema conhecido como *banho de sulfato de manganês*.

5.3.3. Exposição, X

É o quociente entre dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons (negativos e positivos) liberados pelos fótons no ar, em uma massa dm , são completamente freados no ar, ou seja,

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (C\ g^{-1})$$

Devido à necessidade de se conhecer perfeitamente a massa do volume de material atingido e de coletar “toda” a carga de mesmo sinal num eletrodo, a medição da *Exposição* só é factível numa câmara de ionização a ar, a *câmara de ar livre* (“*free-air*”). Isto significa que *esta grandeza só pode ser definida para o ar e para fótons X ou gama*. As radiações alfa não conseguem penetrar na câmara para ionizar o ar, e as radiações beta não permitem condições de homogeneidade ou equilíbrio eletrônico na coleta dos elétrons. Além do mais, estas radiações representam elétrons adicionais (carga) ou núcleos de hélio que podem capturar elétrons do ar.

A unidade especial *roentgen* (R) está relacionada com a unidade do SI, *coulomb/kilograma* ($C \text{ kg}^{-1}$), por :

$$1 R = 2,58 \cdot 10^{-4} C \cdot \text{kg}^{-1}$$

5.3.4. Dose absorvida, D

Outro efeito da interação da radiação com a matéria é a transferência de energia. Esta nem sempre é toda absorvida, devido à variedade de modos de interação e à natureza do material. Assim, por exemplo, uma quantidade da energia transferida pode ser captada no processo de excitação dos átomos, ou perdida por radiação de freamento (raios X), cujos fótons podem escapar do material.

A relação entre a energia absorvida e a massa do volume de material atingido é a base da definição da grandeza *Dose absorvida*. Entretanto, para especificar melhor as variações espaciais e evitar a variação da quantidade de energia absorvida em diferentes pontos do volume do material, a *Dose absorvida* é definida como uma função num ponto P , de interesse, ou seja,

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (\text{J kg}^{-1}, \text{ Gray})$$

onde $d\bar{\varepsilon}$ é a energia média depositada pela radiação no ponto P de interesse, num meio de massa dm .

A unidade antiga de dose absorvida, o *rad* (*radiation absorbed dose*), em relação ao gray, vale,

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

A dose absorvida pode ser medida de modo absoluto utilizando-se um calorímetro de grafite.

5.3.5. Equivalente de Dose (*Dose Equivalente*), H , (ICRP 26)

Esta grandeza, definida no Brasil como *Dose Equivalente*, é uma *tradução equivocada* de “*Dose Equivalent*” das recomendações da ICRP 26. Esta grandeza, assim denominada, ficou estabelecida nas normas da CNEN -3.01, e no vocabulário dos usuários. A tradução correta seria *Equivalente de dose*, pois o conceito definido foi de equivalência entre doses de diferentes radiações para produzir o mesmo efeito biológico.

O *Equivalente de Dose* H , é obtido multiplicando-se a dose absorvida D pelo Fator de qualidade Q , ou seja,

$$H = DQ \quad (\text{J kg}^{-1}, \text{ sievert})$$

O fator de qualidade Q é adimensional e constitui um fator de peso proveniente da simplificação dos valores da *Eficiência Biológica Relativa (RBE)* dos diferentes tipos de radiação, na indução de determinado tipo de efeito biológico. Na equivalência, as diferenças entre as radiações foram expressas pelos diferentes valores do *LET* (Linear Energy Transfer), ou seja, o valor de Q foi obtido em função do LET (ver Cap.4-Efeitos Biológicos).

A dependência de Q com a transferência linear de energia LET, ou simplesmente L , expressa em keV/ μ m, na água, fornecida pelo ICRP 60, é dada por,

$$\begin{array}{ll} Q = 1 & \text{para } L \leq 10 \\ Q(L) = 0,32 L^{-2,2} & \text{para } 10 < L < 100 \\ Q = 300 / L & \text{para } L \geq 100 \end{array}$$

Na prática, por motivos de simplicidade, utiliza-se o valor médio do Fator de Qualidade Q , com valores efetivos conforme a Tabela 5.1. Estes valores não devem ser usados para avaliar os efeitos de exposições acidentais com altas doses.

Tabela 5.1 - Valores do Fator de Qualidade Efetivo Q para os diversos tipos de radiação CNEN-NE-3.01

TIPO DE RADIAÇÃO	Q
Raios X, Radiação γ e elétrons	1
Prótons e partículas com uma (1) unidade de carga e com massa de repouso maior que uma unidade de massa atômica e de energia desconhecida	10
Nêutrons com energia desconhecida	20
Radiação α e demais partículas com carga superior a uma (1) unidade de carga	20

5.3.6. Equivalente de Dose (Dose equivalente) no órgão, H_T (ICRP 26)

O *Equivalente de Dose no órgão ou tecido*, é o equivalente de dose médio em um tecido específico T , expresso por:

$$H_T = D_T Q_T$$

onde Q_T é o fator de qualidade médio no órgão ou tecido T e D_T a dose absorvida.

5.3.7. Equivalente de Dose (Dose equivalente) Efetiva, H_E (ICRP 26)

O *Equivalente de Dose Efetiva* H_E , também denominada de *Equivalente de Dose de Corpo Inteiro* H_{WB} , é obtido pela relação,

$$H_E = H_{WB} = \sum_T w_T H_T$$

onde, w_T é o fator de peso do tecido ou órgão T relevante e H_T é o equivalente de dose no órgão. Os valores de w_T estão associados à radiosensibilidade do órgão à radiação e seus valores estão na Tabela 5.2.

Tabela 5.2 - Valores do fator de peso w_T para tecido ou órgão definido na ICRP 26 e ICRP 60.

Órgão ou Tecido	Fator de peso w_T	
	ICRP 26	ICRP 60
Gônadas	0,25	0,20
Medula óssea (vermelha)	0,12	0,12
Cólon	-	0,12
Pulmão	0,12	0,12
Estômago	-	0,12
Bexiga	-	0,05
Mama	0,15	0,05
Fígado	-	0,05
Esôfago	-	0,05
Tireóide	0,03	0,05
Pele	-	0,01
Superfície óssea	0,03	0,01
Restantes*	0,30	0,05

* cérebro, intestino grosso superior, intestino delgado, rins, útero, pâncreas, vesícula, timo, adrenais e músculo

Esta grandeza não é mensurável. Assim, para as aplicações práticas, a ICRU 39 introduziu grandezas operacionais mensuráveis relacionadas ao equivalente de dose efetiva, como Equivalente de Dose Ambiente, $H^(d)$, Equivalente de Dose Direcional, $H'(d,\Omega)$, e Equivalente de Dose Pessoal, $H_p(d)$.*

5.3.8. Kerma, K

O *kerma* (Kinetic Energy Released per unit of *MA*ss) é definido pela relação,

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (J \cdot kg^{-1} = gray)$$

onde,

dE_{tr} é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm .

Como o kerma inclui a energia recebida pelas partículas carregadas, normalmente elétrons de ionização, estes podem dissipá-la nas colisões sucessivas com outros elétrons, ou na produção de radiação de freamento (bremsstrahlung), assim,

$$K = K_c + K_r$$

onde,

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

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

5.3.9. Dose Absorvida Comprometida (Committed absorbed dose), $D(\tau)$

É o valor da integral, da taxa de dose absorvida num particular tecido ou órgão, que será recebida por um indivíduo após a incorporação de material radioativo em seu corpo, no tempo, por um período τ após a incorporação. A incorporação pode ser feita por ingestão, inalação, injeção ou penetração através de ferimentos. O período de contagem τ , normalmente utilizado, é de 50 anos para adultos e de até 70 anos para crianças. A dose absorvida comprometida é expressa por:

$$D(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \frac{dD(t)}{dt} \cdot dt$$

onde,

t_0 = é o instante de incorporação

$dD(t)/dt$ = taxa de dose absorvida

τ = tempo transcorrido desde a incorporação das substâncias radioativas

5.3.10. Equivalente de Dose Comprometida (Committed Dose Equivalent)

É o valor da integral, no tempo, da taxa de equivalente de dose num particular tecido ou

órgão, que será recebida por um indivíduo após a incorporação de material radioativo em seu corpo, por um período τ após a incorporação. Ele vale a dose absorvida comprometida multiplicada pelo fator de qualidade Q da radiação.

5.3.11. Dose coletiva (Collective dose)

É a expressão da dose total de radiação recebida por uma população, definida como o produto do número de indivíduos expostos a uma fonte pelo equivalente de dose médio por ela induzido. A dose coletiva é expressa em unidades sievert.homem (Sv.homem).

5.4. RELAÇÕES ENTRE AS GRANDEZAS

5.4.1. Relação entre Kerma e Dose Absorvida

A diferença entre kerma e dose absorvida, é que esta depende da energia média absorvida na região de interação (local) e o kerma, depende da energia total transferida ao material. Isto significa que, do valor transferido, uma parte é dissipada por radiação de freamento, outra sob forma de luz ou raios X característicos, quando da excitação e desexcitação dos átomos que interagiram com os elétrons de ionização.

Para se estabelecer uma relação entre kerma e dose absorvida é preciso que haja *equilíbrio de partículas carregadas ou equilíbrio eletrônico*. Este ocorre quando:

- a. a composição atômica do meio é homogênea;
- b. a densidade do meio é homogênea;
- c. existe um campo uniforme de radiação indiretamente ionizante;
- d. não existem campos elétricos ou magnéticos não homogêneos.

Nestas condições, o kerma de colisão K_c é igual à dose absorvida D , ou seja,

$$D = K_c$$

5.4.2. Relação entre Kerma de colisão e a Fluência

Quando um feixe monoenergético de fótons de energia E interage com um material homogêneo, o coeficiente de absorção de energia em massa (μ_{en}/ρ) apresenta um valor único. Como a fluência Φ é a relação entre o número de partículas ou fótons incidentes dN sobre uma

esfera de secção de área da , o produto $dN.E$ representa a energia total das partículas incidentes. Isto dividido pela densidade fornece,

$$K_c = \Phi \cdot E \cdot (\mu_{en} / \rho) = \Psi \cdot (\mu_{en} / \rho)$$

onde,

Ψ é a fluência de energia, em $J.m^{-2}$

5.4.3. Relação entre Exposição e Dose Absorvida no ar

Sob condições de equilíbrio eletrônico, a Exposição X , medida no ar, se relaciona com a Dose Absorvida D no ar, pela expressão,

$$D_{ar} = X \cdot (w/e)_{ar} = 0,876 \cdot X$$

onde ,

$(w/e)_{ar}$ é a energia média para formação de um par de íons no ar/carga do elétron = 0,876

5.4.4. Relação entre Dose no Ar e em outro Material

Determinada a Dose no Ar, D_{ar} , pode-se obter a dose em um meio material qualquer, para a mesma exposição, por meio de um fator de conversão. Para a mesma condição de irradiação, a relação entre os valores da dose absorvida no material m e no ar , pode ser expressa por,

$$\frac{D_m}{D_{ar}} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_m}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{ar}} \cdot f$$

onde (μ_{en}/ρ) é o coeficiente de absorção de energia em massa do ar ou do material m .

Portanto,

$$D_m = D_{ar} \cdot (\mu_{en}/\rho)_m / (\mu_{en}/\rho)_{ar} = 0,876 (\mu_{en}/\rho)_m / (\mu_{en}/\rho)_{ar} \cdot X = 0,876 \cdot f \cdot X = f_m \cdot X$$

onde,

$$f_m = 0,876 \cdot (\mu_{en}/\rho)_m / (\mu_{en}/\rho)_{ar} = \text{fator de conversão de exposição no ar em dose absorvida no meio } m$$

O fator f_m , que converte exposição no ar em dose absorvida no meio, depende da energia do fóton e, por isso, na maioria dos casos, utiliza valores médios dos coeficientes de absorção de energia em massa (μ_{en}/ρ) . Esses valores são tabelados para alguns materiais, sendo que para a água eles variam de $0,881 \text{ rad}\cdot\text{R}^{-1}$ a $0,964 \text{ rad}\cdot\text{R}^{-1}$, na faixa de energia de 20 keV a 150 keV, respectivamente. Para efeito de radioproteção, onde se utiliza um procedimento conservativo, este fator pode ser arredondado para um, em muitos casos.

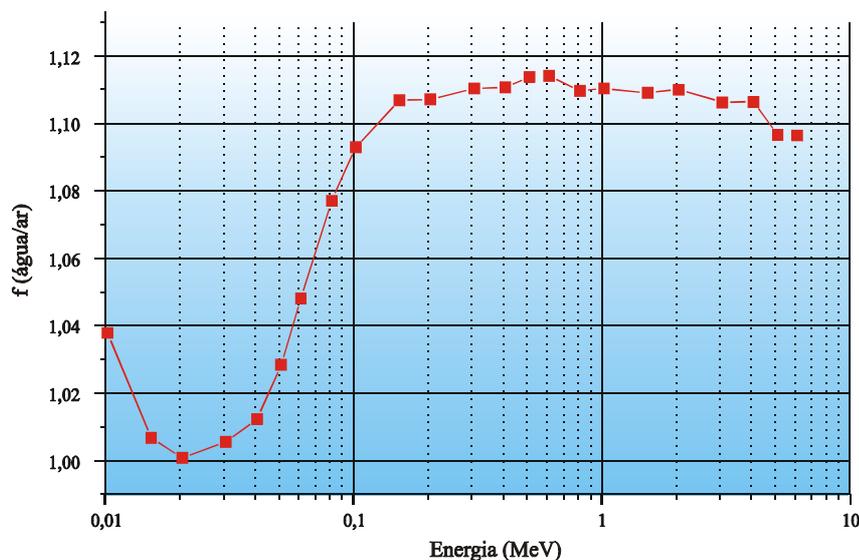


Figura 5.2 - Valores do fator de conversão dose no ar para dose na água (tecido humano) em função da energia do fóton.

5.4.5. Relação entre Taxa de Exposição e Atividade da fonte

A Taxa de Exposição pode ser associada à atividade gama de uma fonte, pela expressão:

$$\dot{X} = \Gamma \cdot \frac{A}{d^2}$$

onde,

- \dot{X} = taxa de exposição, em R/h
- A = atividade da fonte, em *curie*
- d = distância entre fonte e ponto de medição, em m
- Γ = constante de taxa de exposição em $(R.m^2)/(h.Ci)$

Esta relação vale para as seguintes condições:

- a fonte é suficientemente pequena (puntiforme), de modo que a fluência varie com o inverso do quadrado da distância;
- a atenuação na camada de ar intermediária entre a fonte e o ponto de medição é desprezível ou corrigida pelo fator de atenuação;
- somente fótons provenientes da fonte contribuem para o ponto de medição, ou seja, que não haja espalhamento nos materiais circunvizinhos.

Na Tabela 5.3 são apresentados alguns valores da constante de taxa de exposição Γ , apelidada de “*gamão*” pelos usuários.

Tabela 5.3 - Valores de Γ para alguns radionuclídeos emissores gama em (R.m²)/(h.Ci)

¹²⁴ Sb	0,98	¹³⁷ Cs	0,33	⁵⁷ Co	0,09
⁶⁰ Co	1,32	¹²⁵ I	0,07	¹³¹ I	0,22
⁵⁴ Mn	0,47	^{99m} Tc	0,12	⁶⁵ Zn	0,27
²⁴ Na	1,84	²²⁶ Ra	0,825	²² Na	1,20
¹⁹² Ir	0,5	¹⁹⁸ Au	0,232		

5.4.6. Relação entre Dose Efetiva e Atividade de uma fonte puntiforme.

A avaliação da quantidade de radiação absorvida por uma pessoa quando está a uma certa distância de uma fonte radioativa, durante um certo período de tempo, pode ser feita utilizando um detector apropriado ou um modelo de cálculo para obter o valor de alguma grandeza radiológica que a expresse.

Nos itens 5.4.3 e 5.4.4, foi visto como obter a Dose Absorvida no tecido em função da Exposição medida no ar. No item 5.4.5. descreve-se como obter a taxa de exposição no ar a partir da atividade da fonte e da distância entre a pessoa e a fonte.

A expressão utilizada para o cálculo, utiliza a constante de taxa de exposição Γ , expressa em (R.m²)/(Ci.h). Os valores desta constante variam muito de tabela para tabela, pois sua obtenção depende dos modelos de cálculo, que são continuamente aperfeiçoados.

De forma semelhante, tem-se uma relação que permite obter o valor da Dose Efetiva, em mSv, em função da atividade da fonte radioativa, em kBq, utilizando um Fator de Conversão de dose, em (mSv.m²)/(kBq.h), obtido com o auxílio do programa CONDOS desenvolvido pelo Laboratório Nacional de Oak Ridge, dos Estados Unidos.

É importante salientar que, o uso destes fatores de conversão, podem originar, para o mesmo radionuclídeo e distância, valores diferentes da dose absorvida ou dose equivalente, devido a diferenças nos modelos de cálculo utilizados

Assim, qualquer divergência entre valores, deve-se optar pelo que se acredita de maior credibilidade e atualidade. No caso, da dose equivalente, definida pela ICRP 26, obtida com o uso do Γ , diferir do valor obtido para a Dose Efetiva, definida pela ICRP 60, deve-se optar por este valor, uma vez que a tabela de valores do Fator de Conversão foi incorporada no “*Generic Procedures for Assessment and Response during an Radiological Emergency*”, pela Agência Internacional de Energia Atômica, na publicação IAEA TECDOC-1162- de 2000.

Assim, para uma *boa geometria* de medição, com fonte considerada puntiforme e distância maior que um metro, tem-se a equação:

$$E_p = \frac{A \cdot FC_p \cdot t}{d^2}$$

onde,

A = atividade da fonte, [kBq]

E_p = dose efetiva devido à exposição a uma fonte puntiforme, [mSv]

FC_p = fator de conversão para fonte puntiforme, [(mSv.m²)/(kBq.h)]

d = distância, [m]

t = duração da exposição, [h]

Observação: *esta expressão não vale para distância menor que 0,5 m.*

Tabela 5.4 - Valores do Fator de Conversão para a obtenção da Dose Efetiva, em mSv, devido à exposição por uma fonte puntiforme de Atividade, expressa em kBq, para um tempo t de exposição, em h.

Radionuclídeo	FC _p (mSv.m ²) (kBq.h)	Radionuclídeo	FC _p (mSv.m ²) (kBq.h)	Radionuclídeo	FC _p (mSv.m ²) (kBq.h)
Na-22	2,2 E-07	Sn-123	7,0 E-10	Tb-160	1,1 E-07
Na-24	3,8 E-07	Sn-126+Sb-126m	5,7 E-09	Ho-166m	1,6 E-07
K-40	1,6 E-08	Sb-124	1,9 E-07	Hf-172	2,2 E-08
K-42	2,8 E-08	Sb-126	2,8 E-07	Hf-181	5,5 E-08
Sc-46	2,1 E-07	Sb-126m	4,9 E-10	Ta-182	1,3 E-07
Ti-44	1,1 E-08	Sb-127	6,8 E-08	W-187	4,9 E-08
V-48	2,9 E-07	Sb-129	1,5 E-07	Ir-192	8,3 E-08
Cr-51	3,4 E-09	Te-127	6,0 E-09	Au-198	4,1 E-08
Mn-54	8,6 E-08	Te-127m	1,6 E-09	Hg-203	2,3 E-08
Mn-56	1,7 E-07	Te-129	4,2 E-08	Ti-204	1,0 E-10
Fe-55	3,2 E-10	Te-129m+Te-129	4,6 E-08	Pb-210	6,9 E-10
Fe-59	1,2 E-07	Te-131	4,5 E-08	Bi-207	1,6 E-07
Co-58	1,0 E-07	Te-131m	1,5 E-07	Ra-226	6,2 E-10
Co-60	2,5 E-07	Te-132	2,3 E-08	Ac-228	9,5 E-08
Cu-64	2,0 E-08	I-125	5,9 E-09	Th-227	1,1 E-08
Zn-65	6,0 E-08	I-129	3,4 E-09	Th-228	3,9 E-10
Ga-68	9,8 E-08	I-131	3,9 E-08	Th-230	2,3 E-10
Ge-68+Ga-68	9,8 E-08	I-132	2,4 E-07	Th-231	2,5 E-10
Se-75	3,9 E-08	I-133	6,2 E-08	Th-232	2,1 E-10
Kr-85	2,3 E-10	I-134	2,7 E-07	Pa-231	4,3 E-09
Kr-85m	1,5 E-08	I-135+Xe-135	3,8 E-07	U-Dep e Nat	2,3 E-10
Kr-87	7,8 E-08	Xe-131m	2,7 E-09	U-Enriquecido	2,8 E-10
Kr-88+Rb-88	2,5 E-07	Xe-133	4,9 E-09	U-232	3,2 E-10
Rb-86	9,6 E-09	Xe-133m	4,8 E-09	Pa-233	1,7 E-08
Rb-88	5,7 E-08	Xe-135	2,4 E-08	U-233	1,2 E-10
Sr-89	1,4 E-11	Xe-138	1,1 E-07	U-234	2,8 E-10
Sr-91	7,1 E-08	Cs-134	1,6 E-07	U-235	1,4 E-08
Y-91	3,7 E-10	Cs-136	2,2 E-07	U-238	2,3 E-10
Y-91m	5,5 E-08	Ba-137m	6,2 E-08	Np-237	3,8 E-09
Zr-95	7,6 E-08	Cs-137+Ba-137m	6,2 E-08	Pu-236	3,4 E-10
Nb-94	1,6 E-07	Ba-133	4,1 E-08	Pu-238	3,0 E-10
Nb-95	7,9 E-08	Cs-138	3,0 E-09	Pu-239	1,2 E-10
Mo-99	1,6 E-08	Ba-140	2,0 E-08	Pu-240	2,8 E-10
Tc-99m	1,2 E-08	La-140	2,3 E-07	Pu-242	2,3 E-10
Rh-103	2,1 E-08	Ce-141	7,2 E-09	Am-241	3,1 E-09
Ru-103	5,0 E-08	Ce-144+Pr-144	3,1 E-09	Am-242	8,5 E-10
Ru-105	8,1 E-08	Pr-144m	2,9 E-09	Am-243	5,4 E-09
Ru-106	1,4 E-09	Pr-144	1,2 E-09	Cm-242	3,1 E-10
Ru-106+Rh-106	1,4 E-09	Pm-145	3,6 E-09	Cm-243	1,3 E-08
Ag-110m	2,8 E-07	Eu-152	1,2 E-07	Cm-244	2,8 E-10
Cd-109+Ag-109m	1,6 E-07	Eu-154	1,3 E-07	Cm-245	7,5 E-09
In-114m	1,0 E-08	Eu-155	5,3 E-09	Cf-252	2,1 E-10
Sn-113	3,4 E-09	Gd-153	1,1 E-08		

5.4.7. Relação entre Dose Efetiva e Atividade por unidade de área

A Dose Efetiva que uma pessoa leva devido sua permanência, por um período de tempo num solo contaminado por determinado radionuclídeo pode ser estimada por meio de um Fator de Conversão. Este fator é obtido por um modelo de cálculo que leva em conta a exposição externa e a dose comprometida devido à inalação do radionuclídeo, em re-suspensão, que permanece no solo contaminado, durante o período de tempo considerado. Assim,

$$E = C_{\text{solo}} \cdot FC_{\text{solo,t}}$$

onde,

- E = Dose Efetiva na pessoa no tempo de permanência t, em 1 mês, 2 meses e 50 anos, [mSv]
 C_{solo} = Atividade média por unidade de área, ou concentração média do radionuclídeo por unidade de área, [kBq/m²]
 $FC_{\text{solo,t}}$ = Fator de Conversão da Atividade média por unidade de área em Dose Efetiva, para uma pessoa que permanece um período de tempo t, de 1 mês, 2 meses ou 50 anos, num solo contaminado com determinado radionuclídeo, [mSv/(kBq/m²)]

Para um solo contaminado com vários radionuclídeos, as doses efetivas devem ser calculadas para cada radionuclídeo e, posteriormente, somadas. Não é preciso fazer a correção devido o decaimento radioativo de cada radionuclídeo, pois já está incluída no modelo de cálculo.

Tabela 5.5 - Fator de conversão da atividade por unidade de área para dose efetiva, em função do período de permanência no solo contaminado

Radionuclídeo	Fator de Conversão [(mSv)/(kBq/m ²)]			Radionuclídeo	Fator de Conversão [(mSv)/(kBq/m ²)]		
	1º mês	2º mês	50 anos		1º mês	2º mês	50 anos
C-14	5,2 E-07	4,9 E-07	1,0 E-04	Cs-134	2,7 E-03	2,5 E-03	5,1 E-03
Na-22	3,7 E-03	3,4 E-03	8,4 E-02	Cs-135	7,0 E-07	3,9 E-07	8,5 E-06
Na-24	2,0 E-04	0,0 E+00	2,0 E-04	Cs-136	1,9 E-03	3,6 E-04	2,3 E-03
P-32	5,3 E-06	1,2 E-06	6,8 E-06	Cs-137+Ba-137m	9,9 E-04	9,4 E-04	1,3 E-01
P-33	1,1 E-06	4,4 E-07	1,8 E-06	Ba-133	7,0 E-04	6,6 E-04	4,8 E-02
S-35	1,2 E-06	8,7 E-07	4,7 E-06	Ba-140	2,0 E-03	4,4 E-03	2,5 E-03
Cl-36	8,1 E-06	7,7 E-06	1,6 E-03	La-140	3,2 E-04	1,2 E-09	3,2 E-04
K-40	2,6 E-04	2,5 E-04	5,3 E-02	Ce-141	9,9 E-05	4,9 E-05	2,0 E-04
K-42	1,2 E-05	0,0 E+00	1,2 E-05	Ce-144+Pr-144	1,5 E-04	1,3 E-04	1,4 E-03
Ca-45	2,9 E-06	2,4 E-06	1,8 E-05	Pr-144	4,0 E-08	0,0 E+00	4,0 E-08
Sc-46	3,0 E-03	2,2 E-03	1,2 E-02	Pr-144m	2,2 E-08	0,0 E+00	2,2 E-08
Ti-44+Sc-44	4,0 E-03	3,9 E-03	5,9 E-01	Pm-145	6,0 E-05	5,7 E-05	5,8 E-03
V-48	2,8 E-03	7,1 E-04	3,7 E-03	Pm-147	4,4 E-06	4,1 E-06	1,0 E-04
Cr-51	3,8 E-05	1,7 E-05	6,9 E-05	Sm-151	3,5 E-06	3,3 E-06	5,9 E-04
Mn-54	1,4 E-03	1,2 E-03	1,4 E-02	Eu-152	2,0 E-03	1,9 E-03	1,6 E-01
Mn-56	1,5 E-05	0,0 E+00	1,5 E-05	Eu-154	2,1 E-03	2,0 E-03	1,3 E-01
Fe-55	9,1 E-07	8,5 E-07	2,2 E-05	Eu-155	1,1 E-04	1,0 E-04	4,2 E-03
Co-58	1,6 E-03	9,4 E-04	3,9 E-03	Gd-153	1,8 E-04	1,6 E-04	1,5 E-03

Radionuclídeo	Fator de Conversão [(mSv)/(kBq/m ²)]			Radionuclídeo	Fator de Conversão [(mSv)/(kBq/m ²)]		
	1º mês	2º mês	50 anos		1º mês	2º mês	50 anos
Co-60	4,2 E-03	3,9 E-03	1,7 E-01	Tb-160	1,7 E-03	1,2 E-03	5,8 E-03
Ni-63	5,3 E-07	5,0 E-07	9,1 E-05	Ho-166m	3,1 E-03	2,9 E-03	6,1 E-01
Cu-64	8,6 E-06	0,0 E+00	8,6 E-06	Tm-170	1,6 E-05	1,3 E-05	8,5 E-05
Zn-65	9,4 E-04	8,2 E-04	8,0 E-03	Yb-169	4,0 E-04	2,0 E-04	7,9 E-04
Ge-68+Ga-68	1,6 E-03	1,4 E-03	1,4 E-03	Hf-181	7,7 E-04	4,5 E-04	1,8 E-03
Se-75	6,2 E-04	4,9 E-04	3,1 E-03	Ta-182	2,0 E-03	1,6 E-03	9,7 E-03
Rb-86	1,0 E-04	3,2 E-05	1,5 E-04	W-187	4,1 E-05	0,0 E+00	4,1 E-05
Sr-89	1,1 E-05	6,6 E-06	2,8 E-05	Ir-192	1,2 E-03	8,9 E-04	4,4 E-03
Sr-90	1,7 E-04	1,6 E-04	2,1 E-02	Au-198	9,4 E-05	3,9 E-08	9,4 E-05
Sr-91	3,4 E-05	7,5 E-08	3,4 E-05	Hg-203	3,3 E-04	2,0 E-04	8,5 E-04
Y-90	1,7 E-06	6,7 E-10	1,7 E-06	Tl-204	4,0 E-06	3,8 E-06	1,2 E-04
Y-91	1,7 E-05	1,1 E-05	4,9 E-05	Pb-210	1,9 E-03	2,2 E-03	5,9 E-01
Y-91m	1,6 E-06	6,5 E-09	1,6 E-06	Bi-207	2,6 E-03	2,5 E-03	3,4 E-01
Zr-93	2,2 E-05	2,1 E-05	4,8 E-03	Bi-210	1,2 E-04	1,1 E-04	7,3 E-04
Zr-95	1,4 E-03	1,3 E-03	6,8 E-03	Po-210	3,5 E-03	2,9 E+03	2,0 E-02
Nb-94	2,7 E-03	2,6 E-03	5,5 E-01	Ra-226	9,2 E-03	9,2 E-03	1,9 E+00
Nb-95	1,0 E-03	5,2 E-04	2,1 E-03	Ac-227	4,6 E-01	4,4 E-01	5,1 E+01
Mo-99+Tc-99m	6,1 E-05	3,1 E-08	6,1 E-05	Ac-228	3,6 E-05	1,4 e-05	3,0 E-04
Tc-99	4,1 E-06	3,9 E-06	8,2 E-04	Th-227	7,7 E-03	3,7 E-03	1,3 E-02
Tc-99m	2,7 E-06	1,2 E-14	2,7 E-06	Th-228	4,2 E-02	3,9 E-02	7,7 E-01
Ru-103	6,4 E-04	3,6 E-04	1,5 E-03	Th-230	3,7 E-02	3,5 E-02	7,5 E+00
Ru-105	1,4 E-05	1,8 E-12	1,4 E-05	Th-232	1,9 E-01	1,8 E-01	4,6 E+01
Ru-106+rH-106	4,2 E-04	3,8 E-04	4,8 E-03	Pa-231	1,2 E-01	1,1 E-01	6,7 E+01
Ag-110m	4,5 E-03	3,9 E-03	3,9 E-02	U-232	3,2 E-02	3,1 E-02	1,2 E+01
Cd-109+Ag-109m	6,4 E-05	5,8 E-05	8,6 E-04	U-233	8,0 E-03	7,6 E-03	1,7 E+00
Cd-113m	1,1 E-04	1,1 E-04	9,2 E-03	U-234	7,9 E-03	7,4 E-03	1,6 E+00
In-114m	4,5 E-04	3,5E-04	2,2 E-03	U-235	7,4 E-03	7,00E-03	1,5 E+00
Sn-113+In-113m	2,2 E-05	1,7 E-05	1,2 E-04	U-236	7,3 E-03	6,9 E-3	1,5 E+00
Sn-123	3,2 E-03	3,2 E-03	7,0 E-01	U-238	6,80E-03	6,4 E-03	1,4 E+00
Sn-126+Sb-126M	2,6 E-03	1,0 E-03	7,8 E-03	U Dep e Natural	6,8 E-03	6,4 E-03	1,4 E+00
Sb-124	2,4 E-03	4,2 E-04	2,9 E-03	U Enriquecido	7,9 E-03	7,4 E-03	1,6 E+00
Sb-126m	2,3 E-04	1,1 E-06	2,3 E-04	UF6g (U-234)	7,9 E-03	7,4 E-03	1,6 E+00
Sb-127	2,3 E-05	4,9 E-08	2,3 E-05	Np-237	2,6 E-02	2,5 E-02	5,3 E+00
Sb-129	3,7 E-06	3,6 E-08	3,7 E-06	Np-239	3,4 E-05	6,4 E-09	3,4 E-05
Te-127	1,8 E-07	0,0 E+00	1,8 E-07	Pu-236	1,6 E-02	1,5 E-02	8,0 E-01
Te-127m	3,4 E-05	2,7 E-05	1,6 E-04	Pu-238	3,9 E-02	3,7 E-02	6,6 E+00
Te-129	2,5 E-07	9,7 E-16	2,5 E-07	Pu-239	4,2 E-02	4,0 E-02	8,5 E+00
Te-129m	1,1 E-04	5,4 E-05	2,2 E-04	Pu-240	4,2 E-02	4,0 E-02	8,4 E+00
Te-131	1,2 E-06	3,8 E-08	1,2 E-06	Pu-241	7,6 E-04	7,2 E-04	1,9 E-01
Te-131m	2,0 E-04	3,3 E-06	2,0 E-04	Pu-242	4,0 E-02	3,8 E-02	8,8 E+00
Te-132	6,9 E-04	1,1 E-06	6,9 E-04	Am-241	3,5 E-02	3,3 E-02	6,7 E+00
I-125	7,8 E-05	5,2 E-05	2,4 E-04	Am-242m	3,2 E-02	3,0 E-02	6,3 E+00
I-129	1,7 E-04	1,6 E-04	3,4 E-02	Am-243	3,5 E-02	3,3 E-02	7,0 E+00
I-131	2,5 E-04	1,8 E-05	2,7 E-04	Cm-242	4,2 E-03	3,5 E-03	5,9 E-02
I-132	1,9 E-05	0,0 E+00	1,9 E-05	Cm-243	3,5 E-02	3,3 E-02	4,3 E+00
I-133	4,5 E-05	0,0 E+00	4,5 E-05	Cm-244	2,9 E-02	2,7 E-02	2,8 E+00
I-134	8,1 E-06	0,0 E+00	8,1 E-06	Cm-245	5,0 E-02	4,7 E-02	1,0 E+01
I-135+Xe-135m	3,7 E-05	0,0 E+00	3,7 E-05	Cf-252	1,7 E-02	1,5 E-02	3,9 E-01

5.5. NOVAS GRANDEZAS OPERACIONAIS

Para a rotina de Proteção Radiológica é desejável que a exposição de indivíduos seja caracterizada e medida por uma única grandeza, pois facilitaria as avaliações, as comparações e o registro. Dentre as grandezas definidas até então, o Equivalente de Dose (Dose Equivalente) seria a mais conveniente pois envolveria em seu valor, a dose absorvida, o tipo de radiação e permitiria estabelecer a correlação com o risco de dano biológico. Esta grandeza, do tipo limitante, criada pela ICRP para indicar o risco de exposição do homem à radiação ionizante, apresenta a desvantagem de não ser mensurável diretamente ou de fácil estimativa.

Por outro lado, em termos de metrologia, era preciso estabelecer uma referência para servir de padrão para definição das grandezas e contornar as diferenças de tamanho e forma do físico dos indivíduos expostos à radiação.

5.5.1. Esfera ICRU

Em 1980, a ICRU, em sua publicação 33, propôs uma esfera de *33 cm de diâmetro, feita de material tecido-equivalente e densidade de 1 g/cm^3* , como um simulador do tronco humano, baseado no fato de que quase todos os órgãos sensíveis à radiação, poderiam ser nela englobados. A sua composição química, em massa, é de 76,2% de oxigênio, 11,1% de carbono, 10,1% de hidrogênio e 2,6% de nitrogênio. Assim, todos os valores utilizados como referência para as grandezas radiológicas deveriam ter como *corpo de prova de medição, a esfera da ICRU*. Isto significa que um valor obtido por medição na esfera ICRU deve ser considerado como sido medido no corpo humano.

Para tornar coerente a definição das grandezas, que precisavam ser aditivas e ser definidas num ponto de interesse, foi necessário introduzir também as características do campo de radiação a que a esfera estaria submetida. Assim, surgiram os conceitos de *campo expandido e campo alinhado* de radiação.

5.5.2. Campo expandido

Campo expandido é um *campo de radiação homogêneo*, no qual a esfera da ICRU fica exposta, com fluência, distribuição de energia e distribuição direcional iguais ao do ponto de referência P de um campo de radiação real.

5.5.3. Campo expandido e alinhado

No campo expandido e alinhado a fluência e a distribuição de energia são iguais a do campo expandido, mas a distribuição angular da *fluência é unidirecional*. Neste campo, o valor do equivalente de dose em um ponto da esfera ICRU independe da distribuição direcional da radiação de um campo real.

5.5.4. Grandezas operacionais para monitoração de área

As grandezas operacionais são mensuráveis, baseadas no valor obtido do equivalente de dose no ponto do simulador, para irradiações com feixes externos. Duas grandezas vinculam a irradiação externa com o equivalente de dose efetivo e o equivalente de dose na pele e lente dos olhos, para fins de monitoração de área. São as grandezas: Equivalente de Dose Ambiente $H^*(d)$ e o Equivalente de Dose Direcional $H'(d,\Omega)$.

5.5.4.1. Equivalente de dose ambiente, $H^*(d)$

O equivalente de dose ambiente $H^*(d)$, em um ponto de um campo de radiação, é o valor do equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido e alinhado na esfera ICRU na profundidade d , no raio que se opõe ao campo alinhado. A Figura 5.3 ilustra o procedimento de obtenção de $H^*(d)$. A unidade utilizada é o $J\ kg^{-1}$, denominada de sievert (Sv).

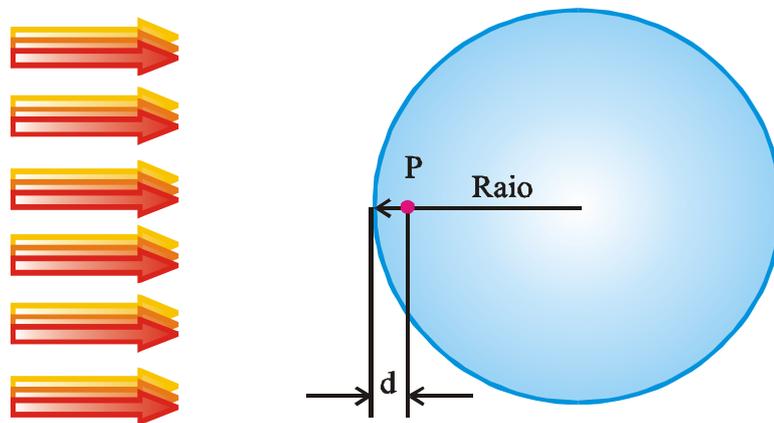


Figura 5.3 - Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera, no qual $H^*(d)$ determinado num campo de radiação expandido e alinhado.

5.5.4.2. Equivalente de dose direcional, $H'(d,\Omega)$

O equivalente direcional $H'(d,\Omega)$ em um ponto de um campo de radiação é o valor do equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido na esfera ICRU na profundidade d sobre um raio na direção específica Ω . A unidade utilizada é o sievert. Na Figura 5.4 tem-se uma representação gráfica da obtenção de $H'(d,\Omega)$.

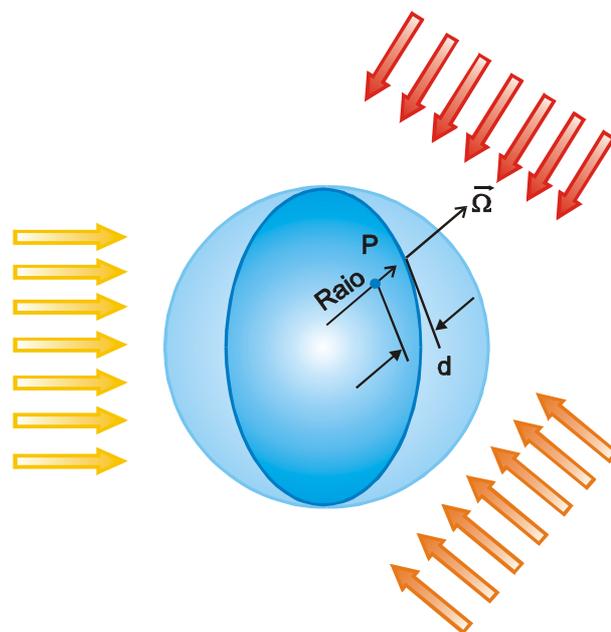


Figura 5.4 - Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera, no qual o equivalente de dose direcional é obtido no campo de radiação expandido, com a direção Ω de interesse.

A profundidade d deve ser especificada, para os diversos tipos de radiação. Para radiações fracamente penetrantes $d = 0,07 \text{ mm}$ para a pele e para o cristalino $d = 3 \text{ mm}$. A notação utilizada tem a forma $H'(0,07,\Omega)$ e $H'(3,\Omega)$, respectivamente. Para radiações fortemente penetrantes, a profundidade recomendada é de $d = 10 \text{ mm}$, isto é $H'(10,\Omega)$.

5.5.5. Grandeza operacional para monitoração individual

São grandezas definidas no indivíduo, em um campo de radiação real, e devem ser medidas diretamente sobre o indivíduo. Como seus valores podem variar de pessoa para pessoa e com o local do corpo onde são feitas as medições, é necessário se obter valores que sirvam de referência. Como os dosímetros individuais não podem ser calibrados diretamente sobre o corpo humano, eles são expostos sobre fantasmas. Devido à dificuldade de fabricação da esfera ICRU, são utilizados simuladores alternativos, por exemplo, em forma de paralelepípedo, feitos de polimetilmetacrilato (PMMA) de dimensões $30 \text{ cm} \times 30 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$, maciços ou cheios de água.

5.5.5.1. Equivalente de Dose Pessoal, $H_p(d)$

O equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ é o equivalente de dose em tecido mole, numa profundidade d , abaixo de um ponto especificado sobre o corpo. A unidade utilizada é também o sievert. Da mesma forma que no equivalente de dose direcional, tem-se: $H_p(0,07)$ e $H_p(3)$ para pele e cristalino para radiações fracamente penetrantes, respectivamente e, $H_p(10)$ para as radiações fortemente penetrantes.

O $H_p(d)$ pode ser medido com um detector encostado na superfície do corpo, envolvido com uma espessura apropriada de material tecido-equivalente.

5.5.6. Relações entre as grandezas limitantes e operacionais

As grandezas operacionais foram definidas pela ICRU para estimar as grandezas limitantes de modo conservativo. As relações entre estas novas grandezas operacionais e as grandezas equivalente de dose efetiva H_E , dose efetiva E , kerma no ar K_a , e exposição X , são expressas por coeficientes de conversão obtidos para cada situação de medição. Tabelas com valores destes coeficientes de conversão, para cada geometria de medição, são disponíveis nos recentes trabalhos de dosimetria das radiações. A Tabela 5.6. sintetiza o uso adequado das novas grandezas conforme o tipo de radiação, alvo de monitoração, profundidade de avaliação d , em mm, e direção Ω de medição. Na Tabela 5.6., tem-se, H^* = equivalente de dose ambiente, H' = equivalente de dose direcional e H_p = equivalente de dose pessoal.

Tabela 5.6 - Uso das novas grandezas de acordo com o tipo de radiação monitorada

Radiação Externa	Limitante de Dose no Corpo	Grandeza Nova	
		Monitoração de Área	Monitoração Pessoal
Fortemente Penetrante	Dose efetiva	Equivalente de Dose Ambiente $H^* (10)$	Equivalente de Dose Pessoal $H_p (10)$
Fracamente Penetrante	Dose na Pele	Equivalente de Dose Direcional $H'(0,07, \Omega)$	Equivalente de Dose Pessoal $H_p (0,07)$
	Dose na lente dos olhos	Equivalente de Dose Direcional $H'(3, \Omega)$	Equivalente de Dose Pessoal $H_p (3)$

Tabela 5.7 - Profundidade de determinação de dose efetiva em alguns tecidos.

Tecido	Profundidade d (mm)	Direção específica
Pele	0,07	Ω
Cristalino	3	Ω

5.6. NOVAS GRANDEZAS DEFINIDAS NA ICRP 60 EM SUBSTITUIÇÃO ÀS DA ICRP 26

5.6.1. Dose Equivalente (Equivalent dose), H_T

A dose equivalente num tecido ou num órgão, H_T , expressa em Sv, é o valor médio da dose absorvida $D_{T,R}$ obtida sobre todo o tecido ou órgão T, devido à radiação R,

Tabela 5.8 - Valores do fator de pêso da radiação w_R

Tipo ou intervalo de energia	Fator de pêso da radiação, w_R	
Fótons, todas as energias	1	
Elétrons e muons, todas as energias	1	
Nêutrons, energia	< 10 keV	5
	> 10 keV a 100 keV	10
	> 100 keV a 2 MeV	20
	> 2MeV a 20 MeV	10
	> 20 MeV	5
Prótons,(não de recuo) energia > 2MeV	5	
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	20	

Para tipos de radiação ou energia não incluídos na Tabela 5.8. O valor de w_R pode ser estimado a partir do valor médio da fator de qualidade da radiação Q, a uma profundidade de 10 mm na esfera ICRU. A Dose equivalente (equivalent dose) foi assim definida em substituição ao Equivalente de dose (dose equivalent).

5.6.2. Dose Efetiva (Effective dose), E

A Dose Efetiva, é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, expressa por:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

onde w_T é o fator de pêso para o tecido T e H_T é a dose equivalente a ele atribuída.

Obviamente que,

$$E = \sum_R w_R \sum_T w_T \cdot D_{T,R} = \sum_T w_T \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$$

Os valores de w_T estabelecidos pela ICRP 60 constam da Tabela 5.2. Os valores de E são expressos em sievert.

Esta grandeza foi definida em substituição ao Equivalente de Dose de Corpo Inteiro, H_{WB} , e Equivalente de Dose Efetivo, H_E mas o significado em radioproteção continua o mesmo.

5.6.3. Outras grandezas que mudaram de denominação

Dose equivalente comprometida (committed equivalent dose), $H(\tau)$, substituiu o Equivalente de dose comprometida (committed dose equivalent). A Dose efetiva comprometida (committed effective dose), $E(\tau)$, Dose coletiva efetiva (collective effective dose), $S = G E_i \cdot N_i$, surgiram em decorrência da mudança de denominação das grandezas correspondentes definidas no ICRP 26.

5.7. COEFICIENTE DE RISCO, f_T

O risco de detrimento ou fatalidade de indivíduos expostos à radiação ionizante, se correlaciona com os valores de dose no tecido ou no corpo inteiro, por meio de coeficientes de risco, expressos em número de casos ocorridos por sievert de radiação absorvida, (n/Sv), ou seja,

$$R_T = f_T \cdot H_T \quad \text{para um tecido ou órgão, ou}$$

$$R = f \cdot E \quad \text{para o indivíduo}$$

Os valores dos coeficientes de risco dependem de muitos fatores, tais como: exposição única, fracionada ou crônica, tipo de radiação, tecido irradiado, detrimento considerado, idade, sexo, hábitos alimentares, grupo amostrado, habitat e, até, dos métodos utilizados para a sua determinação. Além disso, existe uma diferença muito importante entre o risco de ocorrência de um detrimento e o risco de fatalidade por ele provocada.

Na Tabela 5.7 são apresentados valores de coeficientes de probabilidade de fatalidade por câncer, numa população, para todas as idades, exposta a baixas doses.

Tabela 5.9 - Coeficiente de probabilidade de mortalidade numa população de todas as idades por câncer após exposição a baixas doses.

Tecido ou Órgão	Coeficiente de Probabilidade de Detrimento Fatal (10^{-4} Sv^{-1})	
	ICRP 26	ICRP 60
Bexiga	-	30
Medula óssea vermelha	20	50
Superfície óssea	5	5
Mama	25	20
Cólon	-	85
Fígado	-	15
Pulmão	20	85
Esófago	-	30
Ovário	-	10
Pele	-	2
Estômago	-	110
Tireóide	5	8
Restante	50	50
Total	125*	500 ⁺

* Este total é usado para trabalhadores e público geral

+ Este total só vale para público geral. O risco total de câncer fatal para a população trabalhadora é estimado em $400 \cdot 10^{-4} \text{ Sv}^{-1}$

Na Tabela 5.10 pode-se perceber a diferença entre os valores do coeficiente de risco para incidência de um detrimento e de fatalidade pelo mesmo tipo de detrimento. Os riscos foram calculados tendo por base pessoas expostas à radiação ionizante e também à ultra-violeta, na faixa etária de 18 a 64 anos e com dois modelos: o de risco absoluto e risco relativo, conforme descrito na ICRP 60.

Tabela 5.10 - Probabilidade de incidência e mortalidade de câncer de pele induzido por radiação ionizante

Risco de câncer de pele	Probabilidade (10^{-2} Sv^{-1})	
	Incidência	Mortalidade
Modelo de risco absoluto	2,3	0,005
Modelo de risco relativo	9,8	0,08

CAPÍTULO 6

DETECTORES DE RADIAÇÃO

6.1. PRINCÍPIOS DE OPERAÇÃO DOS DETECTORES DE RADIAÇÃO

6.1.1. Detectores de radiação

Detector de radiação é um dispositivo que, colocado em um meio onde exista um campo de radiação, seja capaz de indicar a sua presença. Existem diversos processos pelos quais diferentes radiações podem interagir com o meio material utilizado para medir ou indicar características dessas radiações. Entre esses processos os mais utilizados são os que envolvem a geração de cargas elétricas, a geração de luz, a sensibilização de películas fotográficas, a criação de traços (buracos) no material, a geração de calor e alterações da dinâmica de certos processos químicos. Normalmente um detector de radiação é constituído de um elemento ou material sensível à radiação e um sistema que transforma esses efeitos em um valor relacionado a uma grandeza de medição dessa radiação.

6.1.2. Propriedades de um detector

Para que um dispositivo seja classificado como um detector apropriado é necessário que, além de ser adequado para a medição do mensurando, apresente nas suas sequências de medição algumas características, tais como:

- a. *Repetitividade*, definida pelo grau de concordância dos resultados obtidos sob as mesmas condições de medição;
- b. *Reprodutibilidade*, grau de concordância dos resultados obtidos em diferentes condições de medição;
- c. *Estabilidade*, aptidão do instrumento conservar constantes suas características de medição ao longo do tempo;
- d. *Exatidão*, grau de concordância dos resultados com o “valor verdadeiro” ou “valor de referência” a ser determinado;

- e. *Precisão*, grau de concordância dos resultados entre si, normalmente expresso pelo desvio padrão em relação à média;
- f. *Sensibilidade*, razão entre a variação da resposta de um instrumento e a correspondente variação do estímulo;
- g. *Eficiência*, capacidade de converter em sinais de medição os estímulos recebidos.

Quando se estabelecem as condições de medição, estão incluídos a manutenção do mesmo método, procedimento experimental, instrumento, condições de operação, local, condições ambientais e a repetição em curto período de tempo.

Na definição da exatidão está envolvido o “valor verdadeiro” ou “valor de referência”. Obviamente que este valor é desconhecido ou indeterminado, pois sua existência implicaria numa incerteza nula. Assim, existe o “valor verdadeiro convencional” de uma grandeza, que é o valor atribuído e aceito, às vezes, por convenção, como tendo uma incerteza apropriada para uma dada finalidade e obtido com métodos de medição selecionados.

6.1.3. Eficiência de um detector

A eficiência de um detector está associada normalmente ao tipo e à energia da radiação e é basicamente a capacidade do detector de registrá-la. A eficiência de um detector pode ser definida de duas formas: *eficiência intrínseca* e *eficiência absoluta*. O registro de cada radiação no detector representa um sinal, que pode ser um pulso, um buraco, um sinal de luz, ou outro sinal qualquer, dependente da forma pela qual a radiação interage com o detector e dos subprodutos mensuráveis gerados.

Nota: Um detector pode ser considerado um transdutor, pois transforma um tipo de informação (radiação) em outro, que pode ser um sinal elétrico, luz, reação química, etc.

6.1.3.1. Eficiência intrínseca do detector

O tipo e a energia de radiação, normalmente, são fatores ligados às características intrínsecas do detector. A eficiência intrínseca pode ser escrita como:

$$\varepsilon_{intr} = \frac{\text{número de sinais registrados}}{\text{número de radiações incidentes no detector}}$$

Os fatores que influenciam a eficiência intrínseca do detector diferem para cada tipo. Entre eles estão o número atômico do elemento sensível do detector, estado físico do material, tensão de operação (para detectores que usam campo elétrico), sensibilidade da emulsão fotográfica (para filmes), e outros parâmetros que são ligados às características físico-químicas dos seus materiais constituintes.

6.1.3.2. Eficiência absoluta de um detector

A eficiência absoluta está relacionada não só com as suas características de construção, mas também com a fonte de radiação que está sendo medida, com o meio e com a geometria de medição. Pode ser escrita como:

$$\varepsilon_{abs} = \frac{\text{número de sinais registrados}}{\text{número de radiações emitidas pela fonte}}$$

Entre os fatores que influem na eficiência absoluta estão a distância do emissor, o tipo do feixe emitido (radial, colimado), o meio entre o detector e a fonte emissora, além daqueles que influenciam na eficiência intrínseca do detector.

6.1.4. Fatores que definem a escolha de detectores

6.1.4.1. Tipo da radiação

Como as radiações interagem de forma diferente com a matéria, dependendo de seu tipo (radiação eletromagnética, partículas carregadas leves, partículas carregadas pesadas, nêutrons), a escolha do detector depende do tipo de radiação que se quer medir. Em geral, um detector que mede com grande eficiência um determinado tipo de radiação (por exemplo, fótons de alta energia) pode ser totalmente inadequado para medir outro tipo (por exemplo, radiação alfa).

6.1.4.2. Intervalo de tempo de interesse

Em alguns casos, o objetivo pode ser a medição "*instantânea*" da radiação, isto é, o número médio de radiações em um intervalo de tempo muito curto, por exemplo, ao se avaliar a radiação num local antes de realizar uma ação qualquer.

Em outros, se deseja registrar a *radiação acumulada durante um período de tempo*, como por exemplo, o período durante o qual foi exposto um trabalhador. Para cada finalidade deve ser utilizado um detector apropriado.

No primeiro caso, são utilizados os *detectores de leitura direta, ou ativos*, tais como os *detectores à gas* para medição da taxa de dose, os *cintilômetros*, os *detectores a semicondutor*.

No segundo caso estão incluídos os *detectores passivos*, que registram os eventos e podem ser processados posteriormente, como as emulsões fotográficas, os detectores de traço, os dosímetros termoluminescentes, lioluminescentes e citogenéticos.

Outro fato importante a considerar é como a radiação é emitida. Assim, no caso de raios X gerados por tubos que dispõem somente de um sistema de retificação no circuito de saída do

transformador de alta tensão, deve-se utilizar um detector integrador, uma vez que a radiação é gerada de modo pulsado. Para uma fonte radioativa comum, pode-se utilizar um medidor de taxa de exposição ou de dose, ou um do tipo integrador, uma vez que o fluxo de radiação é praticamente contínuo.

6.1.4.3. Precisão, exatidão, resolução

Dependendo da utilização, a escolha do detector e do método de medição pode variar em relação ao grau de precisão, exatidão e resolução dos resultados desejados. Isto está ligado às diversas *incertezas envolvidas* no processo de medição e nas outras atividades relacionadas. Para medições ambientais resultados com incertezas de 20% podem ser considerados aceitáveis enquanto que, para trabalhos de produção de padrões de medições de atividade, uma incerteza de 0,5% pode ser considerada muito grande.

6.1.4.4. Condições de trabalho do detector

O detector utilizado em *trabalho de campo* tem que ter condições de robustez, portabilidade e autonomia diferentes das necessárias aos detectores operados em ambientes controlados de laboratório. Em situações extremas de ambiente, como por exemplo dentro do circuito primário de um reator, somente detectores especiais têm condições de operar. Essas condições de operação do detector irão muitas vezes determinar os materiais utilizados em sua construção. Detectores muito sensíveis a choques mecânicos não são recomendados para medições em unidades móveis.

6.1.4.5. Tipo de informação desejada

Conforme a finalidade, pode-se desejar somente informações sobre o número de contagens, ou energia da radiação detectada. Em alguns casos se busca a relação com a dose absorvida, tempo vivo de medição, distribuição em energia. O processamento dessa informação depende do detector escolhido e do mecanismo pelo qual a informação é coletada.

6.1.4.6. Características operacionais e custo

Outros fatores determinantes na escolha do detector são a facilidade de operação, facilidade e disponibilidade de manutenção e, finalmente, o custo do detector.

6.1.5. Especificações para monitores, dosímetros e sistemas de calibração

Os detectores necessitam obedecer a certos requisitos, para serem padronizados para o uso em Proteção Radiológica e em Metrologia das radiações ionizantes. Assim, além de possuir as

características citadas no item 6.1.4, devem satisfazer a requisitos normativos, conforme será descrito a seguir.

6.1.5.1. Monitor de radiação

É um detector construído e adaptado para radiações e finalidades específicas e deve apresentar as seguintes propriedades, regidas por normas da IEC 731 ou ISO 4037-1:

- limite de detecção adequado;
- precisão e exatidão;
- reprodutibilidade e repetitividade;
- linearidade;
- estabilidade a curto e longo prazo;
- baixa dependência energética;
- baixa dependência direcional, rotacional;
- baixa dependência dos fatores ambientais;
- baixa dependência com a taxa de exposição.

Observando as características exigidas para um monitor, é fácil verificar que dificilmente um detector consegue satisfazer a todas elas. Assim, para cada tipo de finalidade, existem propriedades imprescindíveis, outras com possibilidade de introdução de fatores de correção e, finalmente, algumas que integram o elenco de suas deficiências. O peso de cada grupo destas propriedades, depende muito do tipo de grandeza ou medição proposta na atividade. Muitas das deficiências são contornadas com a padronização do uso e do processamento dos dados experimentais.

Existem monitores individuais, monitores de área e monitores ambientais. Dentre os monitores individuais mais utilizados constam o filme dosimétrico, o dosímetro termoluminescente (TLD) e o de albedo. Alguns destes dispositivos, além de alarmes para valores de taxa ou de dose acumulada, apresentam a facilidade de leitura direta, possibilidade de transmissão de dados para um sistema ou estação de monitoração.

Os monitores de área podem ser fixos ou portáteis. Dentre os monitores fixos, existem os tipo portal, de mãos e pés, ou de medição constante da taxa de dose em determinada área. Já os monitores utilizados na monitoração ambiental, podem ser estações de monitoração, contendo diversos dispositivos de detecção, como filtros, detectores de traço, TLDs, detectores ativos.

6.1.5.2. Dosímetro

É um monitor que mede uma grandeza radiológica ou operacional, mas com resultados relacionados ao corpo inteiro, órgão ou tecido humano. Além das propriedades de um monitor ele deve ter:

- resultados em dose absorvida ou dose equivalente (ou taxa);
- ser construído com material tecido-equivalente;
- possuir fator de calibração bem estabelecido;
- suas leituras e calibrações são rastreadas a um laboratório nacional e à rede do BIPM;
- incertezas bem estabelecidas e adequadas para sua aplicação;
- modelo adequado para cada aplicação;
- modelo adequado para cada tipo e intensidade de feixe.

Os dosímetros podem ser utilizados em medições absolutas, como por exemplo, a câmara de ar livre, câmara cavitária de grafite ou a câmara de extrapolação. Nas medidas relativas, onde é necessário conhecer o fator de calibração (rastreamento metrológico), são muito utilizadas as câmara tipo dedal para fótons e elétrons, câmara de placas paralelas para raios X de baixa energia e elétrons de alta energia a câmara esférica de grande volume para radioproteção. Estes modelos descritos podem atuar como padrões de laboratórios, ser usadas em clínicas de radioterapia ou para dosimetria de feixes ou de indivíduos.

6.1.5.3. Sistema de Calibração

Um sistema de calibração é um conjunto de detectores e unidades de processamento que permite medir uma grandeza radiológica de modo absoluto ou relativo e deve cumprir as seguintes exigências:

- fator de calibração rastreado aos sistemas absolutos e ao BIPM;
- aprovação em testes de qualidade (comparações interlaboratoriais, protocolos e sistemas já consagrados internacionalmente);
- incertezas bem estabelecidas e pequenas;
- resultados, rastreados ao BIPM, e acompanhados de certificados registrados;
- fatores de influência sob controle;
- fatores de interferência conhecidos;
- integrar os sistemas de um laboratório de calibração.

Dentre os sistemas de calibração mais conhecidos em metrologia de radionuclídeos destacam-se: o sistema de coincidência $4\pi\beta\text{-}\gamma$, o sistema de ângulo sólido definido, o de cintilação líquida e os sistemas relativos, tipo câmara de ionização tipo poço e espectrometria gama. Na dosimetria de feixes de radiação, existem os arranjos experimentais padronizados para calibrar aparelhos usados em radioproteção, radiodiagnóstico e radioterapia. Os sistemas para calibração em dose absorvida no ar, kerma no ar e dose equivalente na água, compõem as facilidades dos laboratórios nacionais de metrologia das radiações ionizantes.

6.2. DETECÇÃO UTILIZANDO EMULSÕES FOTOGRÁFICAS

6.2.1. Emulsões fotográficas

As emulsões fotográficas são normalmente constituídas de cristais (grãos) de haletos de prata (normalmente brometo) dispersos em uma matriz de gelatina. Cada grão tem aproximadamente 10^{10} átomos de Ag^+ . As emulsões fotográficas utilizadas para detecção de radiação são similares às utilizadas em filmes fotográficos comuns, sendo que nas primeiras a concentração dos grãos de brometo de prata é várias vezes superior. A presença da prata metálica remanescente após o processo de revelação está relacionada à quantidade de radiação a que foi submetida a emulsão.

Nota: As emulsões fotográficas foram, de certa forma, o primeiro detector utilizado para radiação, pois, foi através de chapas fotográficas guardadas por acaso junto com material radioativo, que Becquerel descobriu, em 1896, a radioatividade natural.

6.2.2. Mecanismo de interação da radiação com as emulsões fotográficas

A ação da radiação na emulsão é semelhante a que ocorre com a da luz visível em chapas fotográficas comuns. A radiação, ao interagir com elétrons de átomos do brometo de prata faz com que apenas alguns átomos no grão sejam “sensibilizados” pela sua passagem, transformando os íons Ag^+ em Ag metálica. Essa quantidade de Ag transformada pode permanecer indefinidamente, armazenando uma *imagem latente* da trajetória da partícula na emulsão. No processo subsequente de revelação, uma solução reveladora tem a propriedade de converter todos os grãos de brometo de prata em prata metálica. Esse processo, no entanto, ocorre com velocidade muito maior nos grãos que já possuem alguns átomos sensibilizados, e o processo pode então ser interrompido após algum tempo, quando todos os grãos sensibilizados previamente já foram revelados. Isso é feito através do banho com uma solução fixadora, que contém ácido acético diluído, que interrompe rapidamente o processo. Nessa mesma solução, é colocado tiosulfato de sódio (“hipo”) que é utilizado para remover os grãos de AgBr não revelados, que são aqueles que não contém a imagem latente. Por fim, o filme é colocado em um banho de água, que tem a finalidade de remover a solução fixadora sendo posteriormente levado à secagem.

6.2.3. Interação de fótons e nêutrons com a emulsão fotográfica

A interação da radiação indiretamente ionizante, como fótons com energia acima da energia da luz visível e nêutrons, tem baixa probabilidade de ocorrência diretamente com os

átomos de Ag na emulsão. Normalmente o que ocorre é uma interação prévia dessas radiações resultando em elétrons secundários ou fótons de energia mais baixa, que por sua vez, têm maior facilidade de sensibilizar a emulsão.

No caso de fótons, para aplicações em raio X diagnóstico, telas com substâncias cintiladoras são normalmente utilizadas em contato com a emulsão, produzindo fótons adicionais de baixa energia que podem aumentar em até 10 vezes a sensibilização da emulsão. Para monitoração pessoal, o uso de filtros de cobre e chumbo entre a radiação e a emulsão, procura compensar a maior probabilidade de interação dos fótons de baixa energia em relação aos de energia mais alta. Para a detecção de nêutrons térmicos normalmente são utilizadas folhas de cádmio ou de gadolínio entre a fonte e a emulsão, as quais, através da reação de captura dos nêutrons produzem radiação beta que irá sensibilizar o filme.

Nota: A utilização de emulsões fotográficas para a detecção de nêutrons rápidos ocorre por um mecanismo diferente do descrito. No caso desses nêutrons, a emulsão é utilizada como um detector de traços.

6.2.4. Aplicações da dosimetria com emulsões fotográficas

6.2.4.1. Monitoração pessoal de radiação X e gama

Os filmes fotográficos utilizados para monitoração pessoal têm dimensão reduzida, da ordem de alguns centímetros quadrados (por exemplo, 3cm x 4 cm). São acondicionados em envelopes à prova de luz. Para a monitoração, um ou mais filmes são colocados em monitores (ou 'badges'), normalmente feitos de plástico, com algumas partes das áreas sensíveis cobertas por filtros de cobre e chumbo. Normalmente são colocadas em um monitor dois tipos de emulsão, uma mais sensível e outra menos sensível, para ampliar a capacidade de detecção dos fótons em quantidade e em energia. Na figura 6.1 é mostrada um dos modelos utilizados, com o posicionamento devido dos filtros e filmes.

A avaliação da dose utilizando dosímetros fotográficos é feita comparando-se a densidade ótica do filme após a revelação com a densidade ótica de outros filmes que foram irradiados com doses conhecidas. O equipamento utilizado é um densitômetro ótico, e consiste basicamente na medida da opacidade ótica do filme à transmissão da luz. A densidade ótica é uma medida da atenuação da luz transmitida pelo filme em relação à intensidade da luz incidente.

Normalmente o monitor é substituído a cada mês. O filme substituído é então processado e a dose acumulada no período é avaliada.

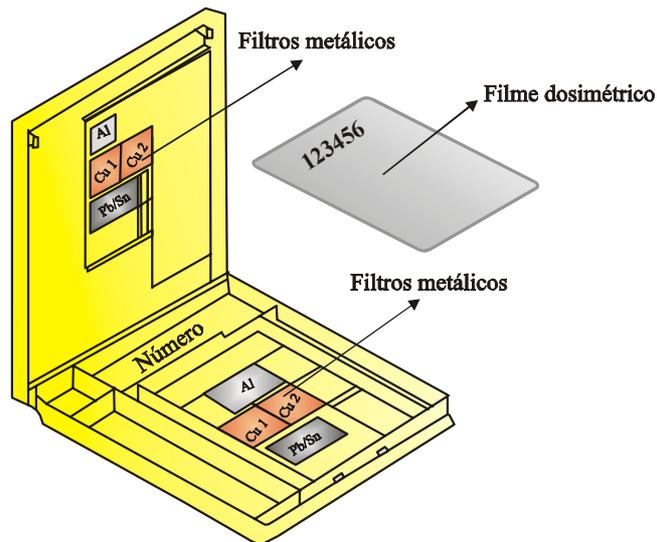


Figura 6.1 - Disposição dos filtros metálicos e do filme no monitor individual utilizado pelo IRD

6.2.4.2. *Uso em raio X diagnóstico*

As emulsões fotográficas são utilizadas também para a obtenção de radiografias utilizadas em diagnósticos médicos. Como a atenuação e absorção da radiação com os materiais depende do Z do material e de sua densidade, a radiação que atravessa diversos tipos de tecido irá interagir de forma diferente com eles, permitindo uma discriminação da composição do interior do corpo examinado por meio do feixe atenuado transmitido, o qual irá formar uma imagem na chapa fotográfica. Dessa forma é possível verificar fraturas em ossos, que atenuam mais a radiação que o tecido mole; identificar materiais estranhos no corpo, alterações de tecido provocadas por câncer.

Nota: Apenas alguns anos após terem sido inventados, os aparelhos de raios X já eram utilizados nos hospitais juntos aos campos de batalha para auxiliar na retirada de fragmentos de metal em ferimentos causados por balas e granadas.

6.2.4.3. *Gamagrafia*

De forma semelhante à utilizada para raio X diagnóstico, feixes de raios γ são usados para avaliação de estruturas na construção civil, na siderurgia e metalurgia. A radiação é mais absorvida na matéria mais densa e com mais alto Z e permite verificar a existência de bolhas e falhas no interior de grandes estruturas metálicas e de concreto, sem a necessidade de destruí-las.

Normalmente são utilizadas fontes de ^{60}Co , de ^{137}Cs e de ^{192}Ir . Podem ser utilizados também aparelhos de raios X de alta energia (acima de 400 keV).

Técnica utilizada principalmente em experimentos em biologia e pesquisa com plantas, a radioautografia consiste na colocação de uma emulsão fotográfica em contato com o material a ser analisado, que foi inoculado com a substância radioativa. Esse método permite o estudo da dinâmica de processos biológicos. Normalmente são utilizados como marcadores o ^{14}C e o ^3H . A radiação β emitida por esses radioisótopos permite mapear estes processos.

6.3. DETECTORES TERMOLUMINESCENTES

6.3.1. O mecanismo da termoluminescência

O volume sensível de um material termoluminescente consiste de uma massa pequena (de aproximadamente 1 a 100mg) de um material cristalino dielétrico contendo ativadores convenientes. Esse ativadores que podem estar presentes em quantidades extremamente pequenas (da ordem de traço, por exemplo), criam dois tipos de imperfeições na rede cristalina: armadilhas para elétrons, que capturam e aprisionam os portadores de carga e centros de luminescência. A radiação ionizante, ao interagir com os elétrons, cede energia aos mesmos, que são aprisionados pelas armadilhas. Se o material é submetido a um aquecimento os elétrons aprisionados nas armadilhas são liberados, fazendo com que percam a energia nos centros de luminescência (ver Figura 6. 2). A diferença de energia entre esses dois níveis é emitida através de um fóton na faixa da luz visível (da ordem de alguns eV).

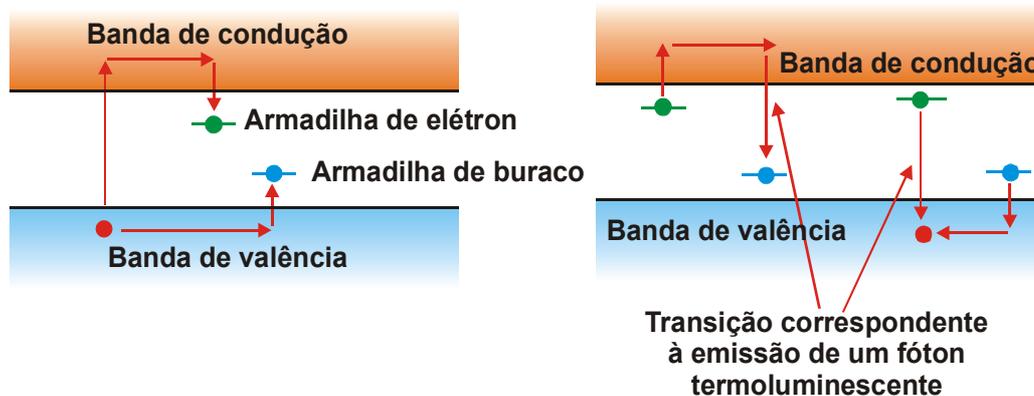


Figura 6.2 - Emissão de luz na termoluminescência

6.3.2. Utilização na detecção e dosimetria de radiação

Para alguns materiais as armadilhas resistem bem à temperatura ambiente por períodos de tempo relativamente longos (maiores que 30 dias, por exemplo), ou seja, só liberam os elétrons e emitem luz após um tratamento térmico de algumas centenas de graus Celsius.

Como o sinal luminoso pode ser proporcional à radiação incidente, esses materiais são bastante convenientes para serem utilizados como dosímetros, principalmente pela sua característica de reutilização antes de apresentarem fadiga expressiva.

Ainda que somente uma parte pequena da energia da radiação depositada no material seja transformada em luz, com controle adequado do processo é possível se obter boa reprodutibilidade na avaliação da dose acumulada.

6.3.3. Principais materiais termoluminescentes

As principais substâncias utilizadas como materiais termoluminescentes para dosimetria são o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (sulfato de cálcio dopado com disprósio), o $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$ (dopado com manganês); o LiF (fluoreto de lítio) e a CaF_2 (fluorita). No Brasil, o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (produzido no IPEN/CNEN-SP) e o LiF, são os mais utilizados.

6.3.4. Leitor de TLD

O instrumento utilizado para avaliar a dose em função da luz emitida é denominado leitor (ou leitora) TLD. É composto de um sistema que faz um aquecimento controlado, de uma válvula foto-multiplicadora, que transforma o sinal luminoso em um sinal elétrico amplificado, e de um sistema de processamento e apresentação (display) do sinal, conforme esquema da Figura 6.3.

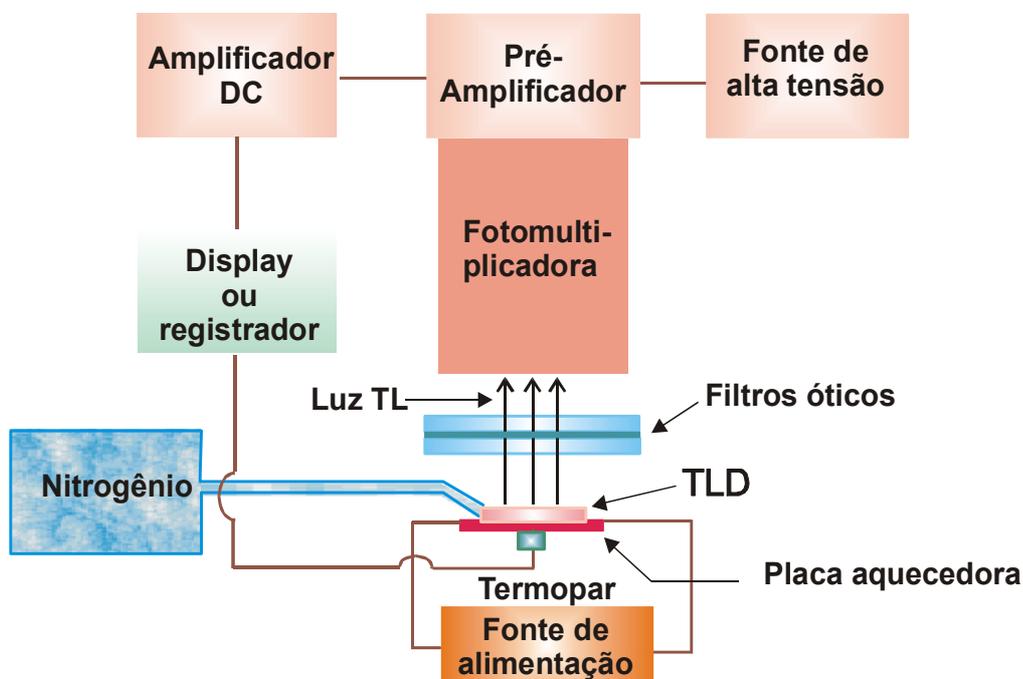


Figura 6.3 - Esquema de uma leitora TLD

6.4. DETECTORES A GÁS

6.4.1. Uso de gases como detectores

Os detectores a gás constituem os tipos mais tradicionais e difundidos. Foram utilizados desde as experiências iniciais com a radiação ionizante. A interação das radiações com os gases provoca principalmente excitação e ionização dos seus átomos. Na ionização, são formados pares elétron-íon que dependem de características dos gases utilizados e da radiação ionizante. A coleta dos elétrons e dos íons positivos formados no volume sensível do detector, é feita por meio de campos elétricos e dispositivos apropriados, e serve como uma medida da radiação incidente no detector.

6.4.2. Energia média para formação de um par de íons (W) em um gás

Quando uma radiação interage com um gás, ionizando-o, os elétrons arrancados pertencem normalmente às últimas camadas, com energias de ligação da ordem de 10 a 20 eV. Como nem toda interação resulta em ionização e o elétron atingido nem sempre pertence à última camada, o valor da energia média para formação de um par de íons (W) em um gás varia em torno de 20 a 45 eV para os gases mais utilizados. A Tabela. 6.1 apresenta a energia média para formação de pares de íons em alguns gases.

Tabela 6.1 - Energia média para formação de pares de íons em alguns gases

Gás	Valor W (eV/ par de íon)	
	Elétrons rápidos	Partículas alfa
A	26,4	26,3
He	41,3	42,7
H ₂	36,5	36,4
N ₂	34,8	36,4
Ar	33,8	35,1
O ₂	30,8	32,2
CH ₄	27,3	29,1

Nota: Para o ar seco, irradiado com raios X com energia até 50 MeV, o valor médio recomendado para W é de $(33,97 \pm 0,006) J/C$.

W é função do tipo de gás e da radiação envolvida e o número médio de pares formados N é dado por:

$$N = \frac{E}{W}$$

onde, E é a energia que a radiação deposita no volume sensível do detector.

6.4.3. Formação de pulso de tensão ou de corrente em detectores à gás

Nos detectores à gás, a carga gerada pelos pares de íons é coletada por meio do campo elétrico criado de forma conveniente por um circuito elétrico. A carga, ao atingir o eletrodo, produz uma variação na carga do circuito, que pode ser detectada e transformada em um sinal elétrico. Essa carga corresponde a uma corrente, que pode ser medida utilizando-se eletrômetros. O modo de operação que mede a corrente média gerada em um intervalo de tempo é denominado *modo de operação tipo corrente*.

Outra forma de operar o detector é registrar o sinal gerado pela radiação, criando um pulso referente à variação de potencial correspondente. Esse modo é denominado *modo de operação tipo pulso*. Nesse caso, o número de pares de íons gerados e coletados corresponde também à intensidade (ou amplitude) do pulso gerado para o detector.

6.4.4. Regiões de operação para detectores à gás

A probabilidade de interação da radiação com o gás, resultando na formação de pares de íons, varia com o campo elétrico aplicado (ou diferença de potencial aplicada) ao gás dentro do volume sensível. A Figura 6.4 mostra a variação do número de pares de íons em relação à variação do campo elétrico, para duas radiações de mesmo tipo e energias diferentes. Pode-se separar o intervalo de variação do campo elétrico em seis regiões, pelas características específicas de geração e coleta de carga. Essas regiões são:

- região inicial não-proporcional;
- região de saturação dos íons;
- região proporcional;
- região de proporcionalidade limitada;
- região do Geiger-Müller; e
- região acima da região do Geiger-Müller ou região de descarga contínua.

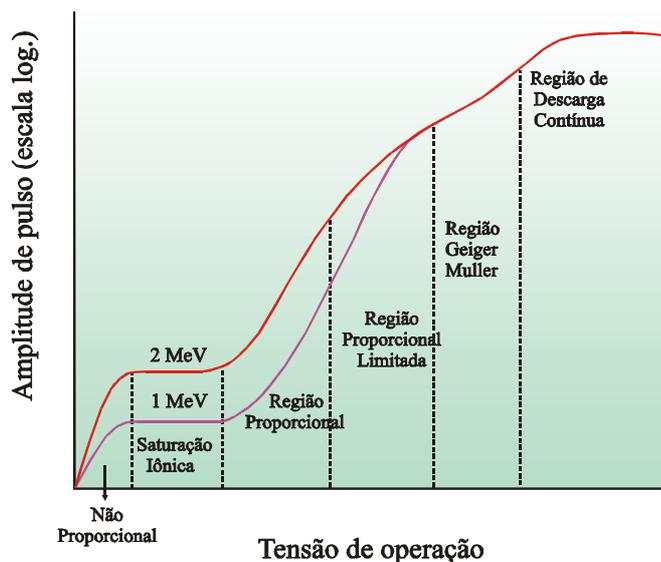


Figura 6.4 - Regiões de operação para detectores à gás

6.4.4.1. Região inicial não-proporcional

Nessa região, os pares de íons são formados, mas como o campo elétrico é muito fraco, ocorre um processo de recombinação dos íons e somente parte das cargas geradas são coletadas. À medida que a diferença de potencial cresce, os íons são atraídos para os polos elétricos e não têm condições de se recombinar. Nessa região é gerada uma carga, mas a amplitude do pulso pode variar sem proporcionalidade com quantidade ou energia da radiação incidente. Essa região não é conveniente para a operação de detectores.

6.4.4.2. Região de saturação de íons

Após um determinado valor do campo elétrico todos os íons formados são coletados, e o sinal é então proporcional a energia da radiação incidente. O valor do sinal permanece o mesmo para um intervalo de variação do campo elétrico, em que a coleta das cargas não traz nenhum processo adicional. Nessa região de campo elétrico é que operam os detectores tipo câmara de ionização.

6.4.4.3. Região proporcional

Com o aumento do campo elétrico, os elétrons acelerados têm energia suficiente para arrancar elétrons de outros átomos e, dessa forma, criar novos pares de íons. Ocorre então uma multiplicação, que é linearmente proporcional ao número de pares de íons gerados pela radiação primária. Essa região é também chamada de região de proporcionalidade verdadeira, pois é onde operam os detectores proporcionais. O sinal inicial é multiplicado por um fator de 10^2 a 10^4 vezes, dependendo do gás e da tensão aplicada. O sinal coletado na maioria das vezes precisa ser pouco amplificado, o que facilita seu processamento.

6.4.4.4. Região de proporcionalidade limitada

Continuando a aumentar o campo elétrico, a *multiplicação do gás passa a sofrer efeitos não-lineares*, não guardando mais a relação de proporcionalidade com o número de pares de íons gerados inicialmente. Os elétrons criados pela multiplicação são rapidamente coletados no anodo, enquanto que os íons positivos se movem mais lentamente para o catodo. A concentração dessa nuvem de íons positivos tem como efeito criar uma carga espacial próxima ao catodo, alterando a forma do campo elétrico no detector. Como as multiplicações subseqüentes dependem do valor do campo elétrico, surgem as não-linearidades que afetam a proporcionalidade. Nessa região os detectores não operam.

6.4.4.5. Região Geiger-Müller

Se a voltagem aplicada for suficientemente alta, a carga espacial criada pelos íons positivos passa a ser tão grande que a perturbação que cria no campo elétrico interrompe o processo de multiplicação. Nesse caso o número de pares de íons criados passará a ser sempre da mesma ordem, independentemente do número de pares criados originalmente e portanto o sinal será independente da energia da radiação.

6.4.4.6. *Região de descarga contínua*

Um aumento ainda maior no valor do campo elétrico irá ocasionar o surgimento de centelhas, não havendo mais relação com o número de íons formados. Nessa região não operam os detectores e, se operados nessa região, podem ser danificados.

6.4.5. **Câmaras de ionização**

A câmara de ionização opera na região de saturação de íons e para cada par de íon gerado pela partícula no interior do volume sensível do detector gasoso um sinal é coletado. Apesar disso, a corrente coletada é muito baixa, normalmente da ordem de 10^{-12} A e precisam ser utilizados amplificadores para o sinal poder ser convenientemente processado. As câmaras de ionização trabalham normalmente no modo corrente e se convenientemente construídas, utilizando o ar como elemento gasoso, são capazes de medir diretamente a grandeza exposição.

Em função de sua grande estabilidade ao longo do tempo (da ordem de 0,1 % de variação ao longo de muitos anos), as câmaras de ionização são muito utilizadas também como instrumentos de referência para calibração, pois eliminam a necessidade de recalibrações freqüentes.

Alguns tipos de detectores especiais funcionam dentro do modo de câmara de ionização. Entre eles podem ser citados:

- < *Câmara de ionização “free air”*: consiste de uma estrutura convenientemente montada e aberta de forma que a interação com radiação é medida diretamente no ar, ou seja, o volume sensível do detector é menor que o do recipiente em que está contido. A camada de ar entre o volume sensível e as paredes da câmara faz com que o volume sensível não sofra influência da interação da radiação com as paredes.

- < *Caneta dosimétrica*: muito utilizada em monitoração pessoal, consiste em uma câmara de ionização onde um fio de quartzo serve como cursor para indicar a exposição (ou dose) acumulada. Utilizando um carregador, insere-se, sob pressão, a caneta para ser “zerada”. Na prática significa que lhe foi fornecida uma carga elétrica máxima, que vai se esvaindo com o surgimento dos elétrons e íons formados pela radiação, dentro do volume da câmara. Assim, o fio de quartzo vai se aproximando do eletrodo de carga de mesmo sinal e, pela lente, observa-se a leitura da exposição ou dose absorvida, conforme mostra a Figura 6.5.

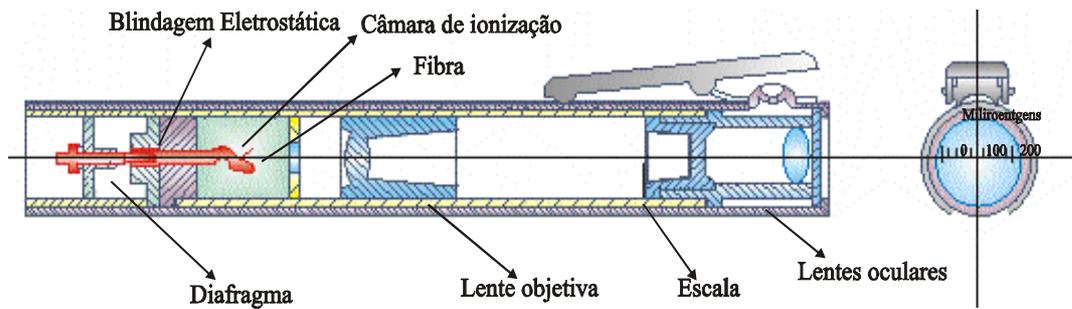


Figura 6.5 - Caneta Dosimétrica

- < *Câmara de ionização portátil:* é uma câmara de ionização a ar ou gás sob pressão, destinada a medições de taxas de exposição, taxa de dose e dose acumulada, para radiações X e gama e, às vezes, beta. É construída de material de baixo Z ou tecido-equivalente.



Figura 6.6 - Câmara de ionização, portátil, tipo “babyline”, com faixa de medição de 0,1 mR/h a 50 R/h (1 μ Sv/h a 500 mSv/h), para detecção de radiações X, gama e beta, em instalações nucleares, clínicas de medicina nuclear, radiodiagnóstico e radioterapia.



Figura 6.7 - Câmara de ionização pressurizada, portátil, para medição de níveis baixos de radiação X e gama, provenientes da radiação de fundo, fugas de aparelhos usados em radiodiagnóstico e radioterapia e radiação espacial.

- < *Câmara de ionização tipo poço*: a câmara de ionização é montada de forma que a fonte radioativa a ser medida possa ser introduzida no “poço” criando uma condição de eficiência de praticamente 100 %. É muito utilizada na medição de atividade de fontes radioativas. Exemplo: curiômetro.
- < *Câmara de extrapolação*: câmara montada com distância entre eletrodos variável, permite a medição de valores diferentes de volume ionizado sendo utilizada para o cálculo de dose absorvida para radiações de baixa energia (fótons e elétrons), utilizando a técnica de extrapolação.

6.4.6. Detectores proporcionais

Os detectores proporcionais foram introduzidos no início dos anos 40. Operam quase sempre no modo pulso e se baseiam no fenômeno de multiplicação de íons no gás para amplificar o número de íons originais criados pela radiação incidente. Os pulsos originados são muitas vezes maiores que aqueles das câmaras de ionização e, por esse motivo, os detectores proporcionais são muito convenientes para as medições de radiação onde o número de pares de íons é muito pequeno para permitir uma operação satisfatória de uma câmara de ionização. Dessa forma, uma das aplicações importantes de detectores proporcionais é na detecção e espectroscopia de raios X, elétrons de baixa energia e radiação alfa. Contadores proporcionais são também largamente aplicados na detecção de nêutrons, utilizando reações nucleares tipo (n,p), (n, α). O material que reage com os nêutrons é colocado dentro do proporcional, podendo ser o próprio gás de preenchimento.

Os detectores proporcionais são construídos na maior parte das vezes de forma cilíndrica. O motivo é que para uma mesma tensão, o uso de fios finos como anodos pode criar campos elétricos muito maiores que se forem utilizados anodos em forma de placas. A Figura 6.8a mostra o esquema de um detector proporcional cilíndrico. A Figura 6.8b mostra um detector proporcional pressurizado plano, utilizado para avaliação de contaminação superficial.

Alguns tipos especiais de detectores proporcionais são de grande utilidade para usos específicos. Um deles é o detector 4π , onde a fonte é totalmente inserida dentro do volume sensível, o que permite uma eficiência de contagem de praticamente 100% para radiações de baixa energia (ordem de até dezenas de keV).

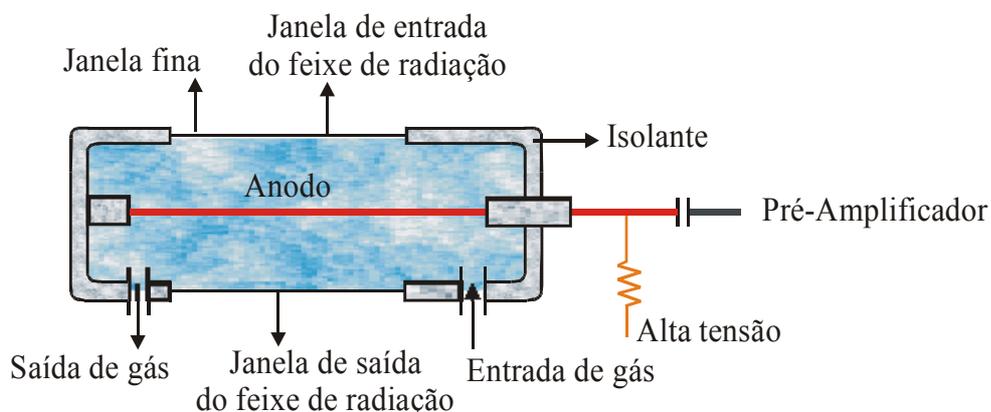


Figura 6.8a - Esquema de um detector proporcional cilíndrico.



Figura 6.8b - Detector proporcional portátil para medição de contaminação superficial.

6.4.7. Detectores Geiger-Müller

Os detectores Geiger-Müller foram introduzidos em 1928 e em função de sua simplicidade, baixo custo, facilidade de operação e manutenção, são utilizados até hoje. Em função de sua característica de um pulso de saída de igual amplitude, independentemente do número de íons iniciais, o detector G-M funciona como um contador, não sendo capaz de discriminar energias. Para cada partícula que interage com o volume sensível do detector, é criado um número da ordem de 10^9 a 10^{10} pares de íons. Assim, a amplitude do pulso de saída formado no detector é da ordem de volt, o que permitir simplificar a construção do detector, eliminando a necessidade de um pré-amplificador.

Para a contagem de partículas carregadas, a maior dificuldade existente é a causada pela sua absorção nas paredes do detector. Por esse motivo, são feitas janelas de material leve e fino, que permitam que elétrons e partículas α penetrem no volume sensível do detector.

Para radiação γ , a resposta do detector ocorre de forma mais indireta, através das interações da radiação incidente com as paredes do detector, gerando radiação secundária (normalmente elétrons) que vai interagir com o volume sensível do detector.

Normalmente os detectores G-M não são utilizados para a detecção de nêutrons, em função da baixa seção de choque de interação dos gases comumente utilizados com nêutrons. Além disso, detectores proporcionais tem geralmente melhor resposta e permitem a espectroscopia dessas partículas.

Os detectores G-M podem ser utilizados para estimar grandezas como dose e exposição, utilizando artifícios de instrumentação e metrologia. Nesse caso são normalmente calibrados para uma energia determinada (por exemplo, a do ^{60}Co) e os valores dessas grandezas são calculados através da fluência

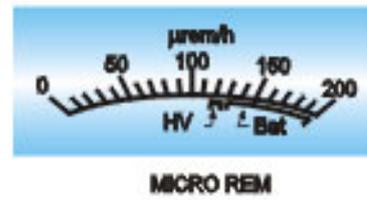
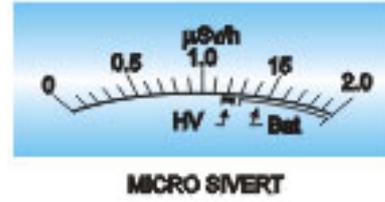


Figura 6.9 - Detectores G-M utilizados para medição de taxa de contagem ou convertidos para taxa de exposição e equivalente de dose ambiente.



Figura 6.10 - Detector Geiger, tipo pancake, para medição de contaminação superficial com janela de mylar aluminizado, para radiação alfa, beta e gama.

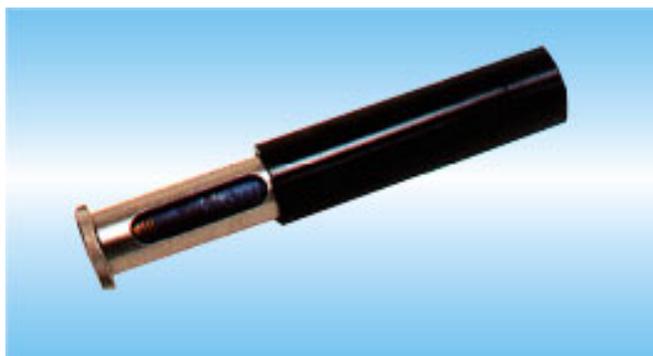


Figura 6.11 - Sonda GM para detecção beta e gama, com janela metálica muito fina.

Nota: No uso como monitores de área, são calibrados normalmente para taxa de exposição, mas sob certas circunstâncias (energias diferentes da utilizada para calibração ou campos mistos de radiação, por exemplo) suas leituras podem ter um erro de 2 a 3 vezes o valor real da medida.

6.5. DETECTORES A CINTILAÇÃO

A utilização de materiais cintiladores para detecção de radiação é muito antiga - o sulfeto de zinco já era usado nas primeiras experiências com partículas α - e continua sendo uma das técnicas mais úteis para detecção e espectroscopia de radiações.

6.5.1. Características importantes de materiais cintiladores

Algumas das características ideais de um bom material cintilador são:

- que transforme toda energia cinética da radiação incidente ou dos produtos da interação em luz detectável;
- que a luz produzida seja proporcional à energia depositada;
- que seja transparente ao comprimento de onda da luz visível que produz;
- que tenha boa qualidade ótica, com índice de refração próximo ao do vidro (aprox. 1,5);
- que seja disponível em peças suficientemente grandes para servir para construção de detectores;
- que seja facilmente moldável e/ou usinável para construir geometrias adequadas de detectores.

Embora seja difícil encontrar um material que reúna todas essas condições ideais, alguns materiais apresentam boas características para sua utilização.

6.5.2. Eficiência de cintilação

A eficiência de cintilação para um cintilador é definida como a *fração da energia de todas as partículas incidentes que é transformada em luz visível*. Existe uma série de interações da radiação com o material cintilador com transferência de energia e, a desexcitação, não ocorre através da emissão de luz, mas principalmente sob a forma de calor.

6.5.3. Emissão de luz em materiais cintiladores inorgânicos

O mecanismo de cintilação em materiais inorgânicos depende dos estados de energia definidos pela rede cristalina do material. Dentro dos materiais isolantes ou semi-condutores os elétrons têm disponíveis para ocupar somente algumas bandas discretas de energia. A banda de valência representa os elétrons que estão essencialmente ligados aos sítios da rede cristalina, enquanto que a banda de condução representa os elétrons que têm energia suficiente para migrar livremente através do cristal. Existe uma banda de energia intermediária, denominada banda proibida, onde os elétrons nunca são encontrados. Quando determinadas substâncias são introduzidas no cristal (ainda que em quantidades muito pequenas) são criados sítios especiais na rede cristalina dentro da chamada banda proibida, como mostra a Figura 6.12.

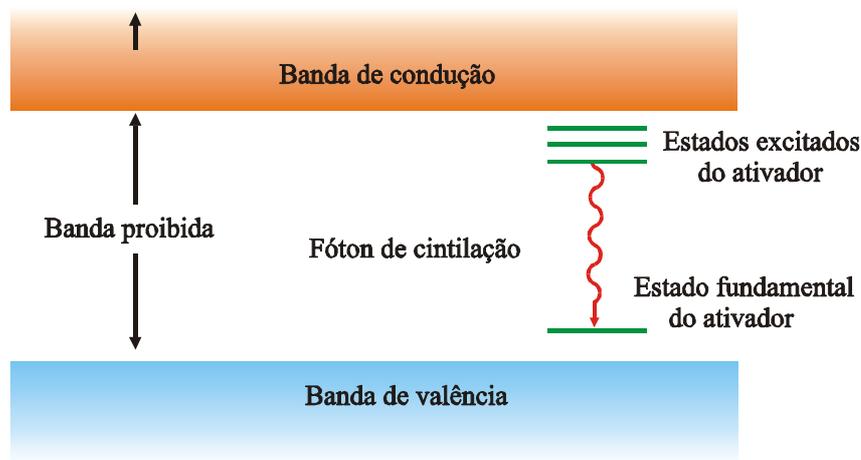


Figura 6.12 - Estrutura de bandas de energias em um cintilador cristalino ativado

Os elétrons da banda de valência ao receberem energia suficiente da radiação, ocupam os níveis de energia criados pela presença do ativador. Ao se desexcitarem e retornarem aos níveis de valência, os elétrons emitem a energia referente à diferença dos níveis, na forma de fótons, que são então propagados pela estrutura cristalina. A produção dos fótons é proporcional à energia da radiação e a eficiência de detecção irá variar com a radiação e com o material utilizado como cintilador.

6.5.4. A válvula fotomultiplicadora

Um dispositivo fundamental para a utilização dos detectores à cintilação é a fotomultiplicadora, que *transforma os sinais luminosos produzidos pela radiação*, usualmente muito fracos, *em sinais elétricos* com intensidade conveniente para serem processados em um sistema de contagem ou de espectroscopia.

A Figura 6.13 apresenta o esquema de uma fotomultiplicadora. Os dois elementos principais são o fotocatodo e a estrutura de multiplicação de elétrons. A função do fotocatodo, que é acoplado ao detector onde ocorre a cintilação (no caso, o cristal detector), é transformar em elétrons os sinais luminosos originados pela interação com a radiação. Como, normalmente, os fótons produzidos no cristal pela interação de uma partícula são apenas algumas centenas, o número de elétrons gerados pelo fotocatodo também é muito pequeno. Em consequência, o sinal

gerado seria muito pequeno para ser convenientemente processado. O número de elétrons produzidos originalmente pelos fótons no fotocatodo é então multiplicado pelo conjunto de dinodos adequadamente arranjados. Cada dinodo funciona como um elemento de multiplicação: o elétron que sai do estágio anterior, é acelerado pelo dinodo seguinte, ganha energia, e ao colidir com a superfície do dinodo arranca um número maior de elétrons, que são atraídos e acelerados para o próximo estágio e assim sucessivamente. Um conjunto típico de dinodos consegue a multiplicação por um fator de 10^5 a 10^6 , com a produção de 10^7 a 10^9 elétrons, carga suficiente para gerar um pulso de tensão ao ser coletada no anodo da fotomultiplicadora. O fenômeno de multiplicação de elétrons é também conhecido como emissão secundária.

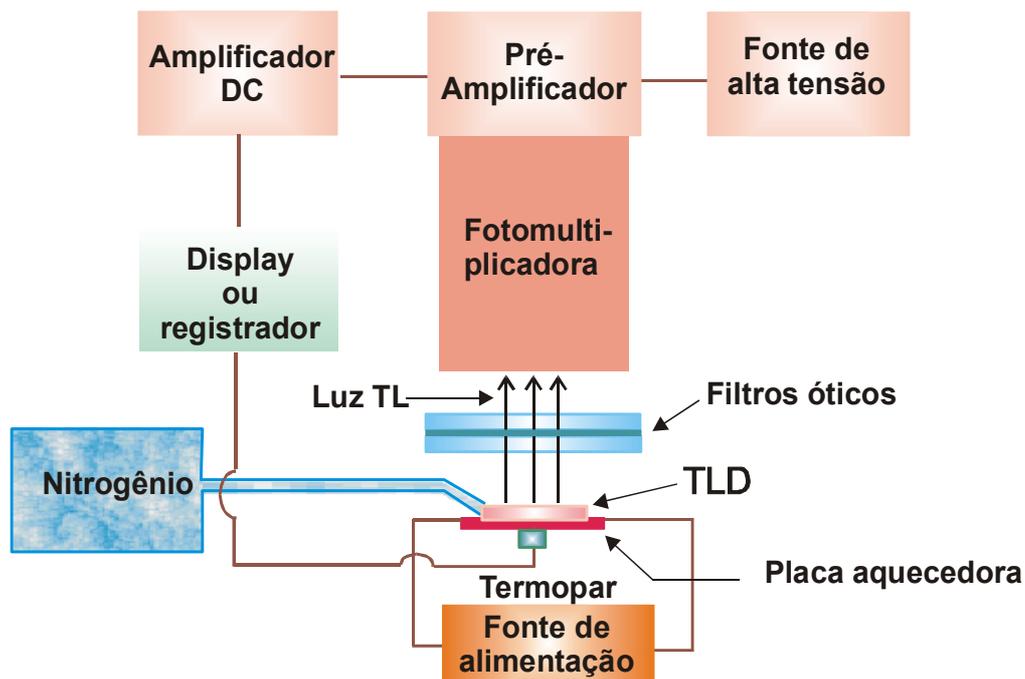


Figura 6.13 - Elementos básicos de uma válvula fotomultiplicadora



Figura 6.14 - Cintilômetro portátil, de alta sensibilidade, utilizado em atividades de triagem e localização de fontes emissoras de radiação gama.



Figura 6.15 - Espectrômetro gama, com NaI(Tl) e analisador multicanal, portátil, que permite determinar a energia da radiação, obter o espectro e identificar o radionuclídeo.

6.5.5. Materiais cintiladores

6.5.5.1. O iodeto de sódio

O iodeto de sódio ativado com o tálio - NaI(Tl) - é um dos materiais mais utilizados, pelas suas características de resposta à radiação, pela facilidade de obtenção do cristal em peças grandes e de se obter o cristal “dopado” com tálio. Além de sua capacidade de produção de luz visível, o NaI(Tl) responde linearmente para um grande intervalo de energia para elétrons e raios γ . O iodeto de sódio é um material altamente higroscópico, e para evitar sua deterioração pela umidade, é encapsulado, normalmente com alumínio.

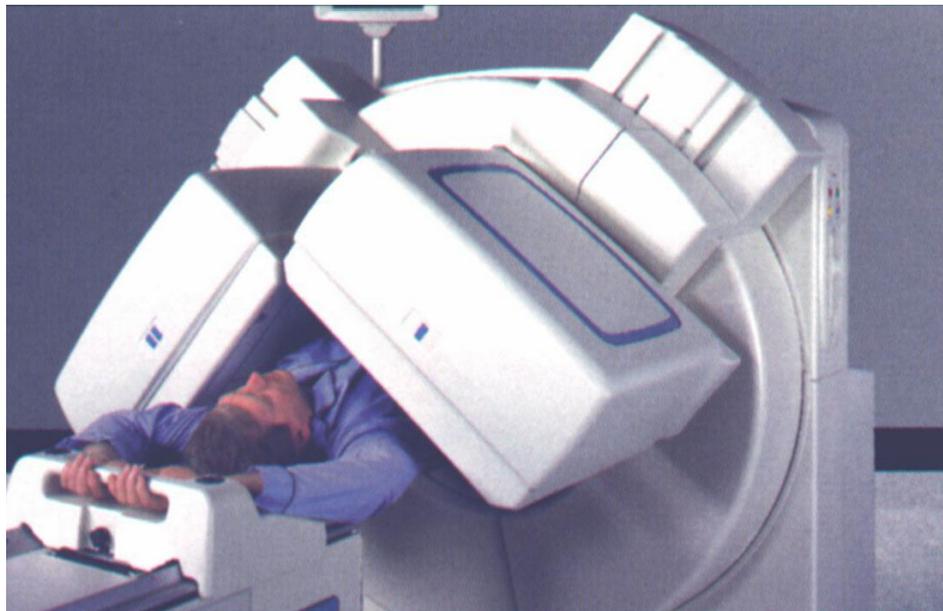


Figura 6.16 - Gama-Câmara de duas cabeças, com detector de NaI(Tl) planar de grandes dimensões, utilizado em diagnóstico com radiofármacos em órgãos e corpo inteiro, em medicina nuclear.

Nota: Após quatro décadas sem nenhum destaque entre os materiais disponíveis para cintilação, em 1948 foi demonstrado por Robert Hofstadter que o NaI(Tl) tinha um rendimento excepcional na produção de luz em relação aos outros materiais utilizados na época. Seu emprego praticamente inaugurou uma nova era na espectrometria gama.

6.5.5.2. O iodeto de céσιο

O iodeto de céσιο ativado com tálio ou com sódio [CsI(Tl) e CsI(Na)] é outro material bastante utilizado como detector de cintilação. Sua principal qualidade em relação ao iodeto de sódio é seu maior coeficiente de absorção em relação à radiação gama, permitindo a construção de detectores mais compactos. Além disso, tem grande resistência a choques e a vibrações, em função de ser pouco quebradiço.

6.5.5.3. O germanato de bismuto

O detector de germanato de bismuto ou BGO - $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ - tornou-se disponível no final dos anos 70 e rapidamente passou a ser utilizado em um grande número de aplicações. A principal vantagem do BGO é sua alta densidade ($7,3 \text{ g/cm}^3$) e o elevado número atômico do bismuto, o que faz dele o detector com maior probabilidade de interação por volume entre os mais comumente utilizados.

Outra característica do BGO é ser um cintilador inorgânico puro, isto é, não necessita de um ativador para promover o processo de cintilação. Isso ocorre porque a luminescência está associada à transição ótica do Bi^{3+} . Comparado ao iodeto de sódio, tem, além disso, boas propriedades mecânicas e de resistência à umidade. As principais desvantagens do cristal de BGO são: sua baixa produção de luz, aproximadamente 10 a 20% daquela produzida em iguais condições pelo iodeto de sódio e seu custo, que é duas a três vezes o deste último.

6.5.5.4. Sulfeto de zinco ativado

O sulfeto de zinco ativado - $\text{ZnS}(\text{Ag})$ - é um dos cintiladores inorgânicos mais antigos. Tem alta eficiência de cintilação, comparável à do NaI(Tl), mas só é disponível como pó policristalino, sendo seu uso limitado a telas finas, por ser opaco à luz, utilizadas principalmente para partículas α e íons pesados. As telas de sulfeto de zinco foram utilizadas por Rutherford em suas experiências clássicas sobre a estrutura da matéria.



Figura 6.17 - Sondas de sulfeto zinco para medição de contaminação superficial (alfa).

6.5.6. Emissão de luz em materiais cintiladores orgânicos

O processo de fluorescência em materiais orgânicos ocorre a partir de transições na estrutura dos níveis de energia de uma molécula isolada e pode ser observado para uma dada espécie molecular independentemente de seu estado físico, o que não ocorre no caso dos materiais orgânicos cristalinos, que dependem de uma estrutura cristalina para que ocorra o processo de cintilação.

As moléculas dos materiais orgânicos termoluminescentes têm normalmente estados excitados com espaçamento em energia bastante elevados comparados às energias térmicas médias (0,025 eV). Esses níveis são subdivididos em subníveis, com pequenas diferenças de energia entre eles (ver Figura 6.18). Um processo de excitação, como o causado pela radiação, irá fazer com que esses níveis mais elevados de energia sejam povoados por elétrons em seus vários subníveis. O equilíbrio dentro dos subníveis faz com que os elétrons caiam, após um intervalo de tempo desprezível, dentro do nível para os subníveis mais baixos, através de um processo sem emissão de radiação. Em um segundo passo, a molécula tende a voltar ao seu estado não-excitado. O retorno do elétron do nível excitado para um dos níveis do estado fundamental irá ocasionar a emissão da energia excedente em forma de fóton.

6.5.7. Materiais cintiladores orgânicos

Somente dois materiais alcançaram grande popularidade como cintiladores cristalinos orgânicos: o antraceno e o estilbeno. O antraceno é um dos materiais orgânicos mais antigos utilizados para cintilação e tem a característica de ter a maior eficiência de cintilação entre os materiais orgânicos. Os dois materiais são relativamente frágeis e difíceis de obter em grandes peças. Além disso, a eficiência de cintilação depende da orientação da partícula ionizante em relação ao eixo do cristal.

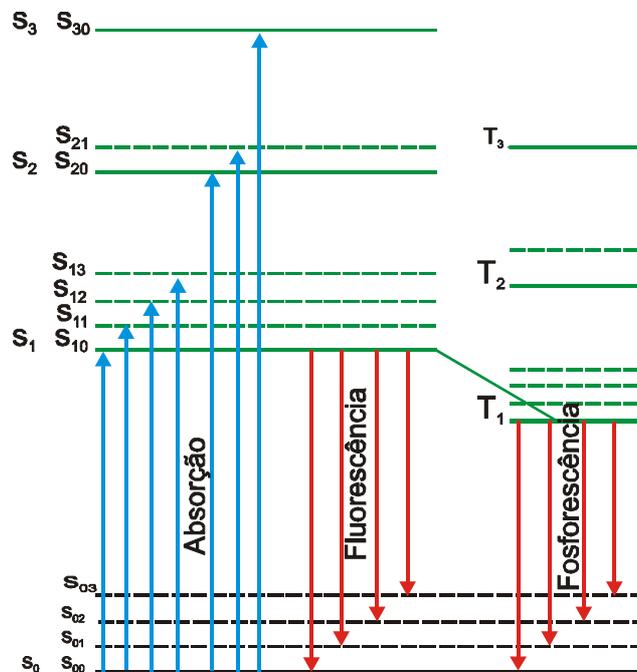


Figura 6.18 - Níveis de energia em uma molécula orgânica.

6.5.8. Cintiladores plásticos

Utilizando cintiladores líquidos que podem ser polimerizados é possível produzir soluções cintiladoras sólidas. Um exemplo é o monômero de estireno no qual é dissolvido um cintilador orgânico apropriado. Os plásticos tornaram-se uma forma extremamente útil de cintiladores orgânicos, uma vez que podem ser facilmente moldados e fabricados. O preço baixo e facilidade de fabricação, tornaram sua escolha praticamente exclusiva quando se necessita de cintiladores sólidos de grande volume.

6.6. DETECTORES A CINTILAÇÃO LÍQUIDA

6.6.1. A solução cintiladora

Uma solução cintiladora, ou coquetel de cintilação, é constituído por duas ou mais substâncias que possuem a função de produzir fótons, com comprimentos de onda adequados à máxima sensibilização do tubo fotomultiplicador utilizado, e ao mesmo tempo servir de suporte de fonte para a amostra radioativa que se deseja medir.

Constituintes de um coquetel de cintilação

- *Frasco de cintilação*: possui a função de conter a solução cintiladora assegurando-lhe estabilidade durante o tempo que for necessário, devendo ser mantido hermeticamente fechado.
- *Solvente*: normalmente são hidrocarbonetos aromáticos com a finalidade de absorver a energia liberada pelas partículas, transferindo-a para outras moléculas existentes no coquetel de cintilação, que emitirão os fótons desejados. Entre as substâncias mais utilizadas encontra-se o tolueno, que apresenta as seguintes características: baixo ponto de solidificação; custo reduzido; fácil disponibilidade no mercado; e elevado rendimento luminoso. O benzeno não é utilizado porque possui um rendimento luminoso muito baixo e um ponto de solidificação elevado.
- *Cintilador primário*: possui a função principal de absorver a excitação das moléculas do solvente e emitir esta energia absorvida em forma de luz. Deve apresentar as seguintes características: emitir fótons em grande quantidade, com curta duração e faixa de frequência adequada à máxima sensibilidade da fotomultiplicadora que estiver sendo utilizada; ser suficientemente solúvel nas condições de trabalho exigidas; e ser quimicamente estável, não reagindo com os outros componentes da solução. As principais substâncias básicas usadas nos melhores cintiladores primários são as de natureza aromática, como bifenil, oxidiazol, naftaleno, oxazol e fenil.

Como exemplo de cintiladores primários que utilizam-se de algumas destas substâncias básicas tem-se:

- PPO (Fenil-Fenil-Oxazol) – É um dos cintiladores primários mais utilizados, apresentando boa solubilidade na presença de soluções aquosas e em baixas temperaturas. Possui uma emissão máxima de 3800 Å e deve vir acompanhado de um cintilador secundário, para que a sua faixa de resposta máxima seja aproximada da faixa de sensibilidade das fotomultiplicadoras, entre 4200 Å a 4400 Å, dos antigos sistemas de cintilação líquida;

- p-terfenil - Foi o mais utilizado nos primeiros trabalhos com cintilação líquida, mas teve que ser abandonado por apresentar pouca solubilidade em baixas temperaturas, mesmo sendo quimicamente estável e também mais econômico e eficaz que o PPO;
 - PBD (Fenil-Bifenil-Oxidiazol) - É um excelente cintilador, tanto em relação a sua eficiência luminosa como pelo comprimento de onda que emite, porém possui baixa solubilidade e é mais caro que o PPO;
 - butil-PBD - Apresenta boa solubilidade, alta eficiência luminosa, preço equivalente ao do PPO, não apresenta auto-extinção e possui uma grande resistência à extinção luminosa. É o cintilador primário que apresenta as melhores características.
- *Cintilador secundário*: o primeiro motivo para a adição dos cintiladores secundários aos coquetéis de cintilação foi para que absorvessem os fótons emitidos pelos cintiladores primários e emitissem outros em uma faixa de frequência menor, adequando-os à faixa de sensibilidade máxima das fotomultiplicadoras usadas nos primeiros sistemas de detecção. Atualmente é utilizado com a finalidade de reduzir certas extinções por coloração, que podem surgir no sistema cintilador-amostra. A quantidade necessária deste cintilador numa amostra é bem menor que a do cintilador primário, normalmente apresentando-se de 10 a 100 vezes mais diluído que este. Entre os cintiladores secundários mais utilizados estão o dimetil-POPOP e o POPOP, sendo que este último vem perdendo popularidade por causa de sua baixa solubilidade.

6.6.1.1 Soluções cintiladoras comerciais

Neste grupo encontram-se os produtos comerciais, normalmente fornecidos por fabricantes de equipamentos, que também admitem um determinado percentual de fase aquosa sem que se descaracterizem como solução homogênea. Entre eles tem-se as ilustradas no Tabela 6.2

Tabela 6.2 - Soluções cintiladoras comerciais típicas.

INSTAGEL E AQUASOL	Permitem adicionar dissoluções orgânicas e inorgânicas, com incorporação de até 20% de fase aquosa
HISAFE E ULTIMA GOLD	Permitem manter a homogeneidade com a incorporação de até 25% de fase aquosa, proporciona maior eficiência de contagem que os dois anteriores e utiliza o Diisopropil-Naftaleno como solvente

6.6.2 O processo de conversão de energia em luz

Em uma solução cintiladora, composta normalmente de uma substância solvente mais uma ou duas substâncias com capacidade de emitir luz ao dissipar energia, as partículas carregadas e os elétrons secundários liberam energia interagindo principalmente com as moléculas do solvente, a maioria na solução cintiladora, aumentando a energia térmica das que sofreram interação.

Parte da energia liberada também será consumida na criação de pares de íons, radicais livres e fragmentos moleculares, fazendo com que a eficiência luminosa da solução cintiladora dependa da maneira que for encontrada por esses produtos para se recombinarem. A concentração destes produtos dependerá da ionização específica da radiação, sendo mais alta ao redor da

trajetória da partícula, principalmente em seu ponto inicial de interação, ocasionando uma redução da eficiência luminosa toda vez que esta grande quantidade de íons e moléculas excitadas reagirem entre si, ao invés de reagirem com as moléculas dos cintiladores, fenômeno este denominado como *extinção por ionização*.

6.6.2.1 A migração de energia no solvente

A energia absorvida no interior do solvente se desloca, pelo processo de excitação de molécula a molécula, até que é cedida a uma molécula do soluto, a uma molécula da substância cintiladora ou a uma molécula de um agente extintor. Este processo de transferência de energia solvente - solvente é muito rápido, da ordem de nanosegundos, e é explicado pela teoria de Birks e de Voltz.

Na teoria de Birks a transferência de energia se deve a união e dissociação de duas moléculas pela formação de excímeros, processo em que uma molécula excitada do solvente se une a uma outra não excitada e ao romper essa união transfere sua energia para a que não estava excitada anteriormente. Este processo ocorre a uma grande distância em relação ao tamanho da molécula e pode ser representado da seguinte maneira :



onde:

$S_1(1)$ é a molécula 1 excitada,
 $S_0(2)$ é a molécula 2 não excitada,
 $S_0(1)$ é a molécula 1 não excitada e
 $S_1(2)$ é a molécula 2 excitada.

Na teoria de Voltz a transferência de energia se dá através de um processo não radioativo de transferências de excitação entre moléculas vizinhas.

6.6.2.2 A migração de energia do solvente para o soluto

A maioria das substâncias utilizadas como solventes emitem baixa quantidade de fótons, por isso torna-se necessário adicionar outras substâncias como soluto para que a conversão de excitação em emissão fotônica seja eficiente. Normalmente adiciona-se dois solutos: um com a finalidade de absorver excitação e produzir fótons, soluto primário; e outro com a finalidade de absorver os fótons produzidos pelo soluto primário e emitir outros fótons em uma faixa de frequência equivalente à faixa sensível das substâncias utilizadas nos fotocátodos, soluto secundário.

Atualmente emprega-se também o soluto secundário para reduzir certas extinções que aparecem no sistema cintilador-amostra, provocadas pela existência de coloração.

Entre as substâncias mais utilizadas como soluto primário encontra-se o butil-PBD e o PPO e, como soluto secundário, o DPH e o POPOP.

As principais características dos solventes são:

- apresentam baixa probabilidade de emissão de fótons
- a distribuição espectral dos fótons não se adapta à sensibilidade das fotomultiplicadoras
- as vidas-médias dos fótons são longas, $\cong 30$ ns, aumentando a probabilidade de extinção
- por serem muito concentrados, os fótons apresentam alta probabilidade de serem reabsorvidos

As principais características dos solutos são:

- apresentam alta probabilidade de fluorescência, $\cong 90\%$
- a distribuição espectral dos fótons deve se ajustar à máxima sensibilidade dos fotocátodos
- as vidas-médias dos fótons são muito curtas, $\cong 1$ a 2 ns
- por serem pouco concentrados, os fótons possuem baixa probabilidade de serem reabsorvidos

6.6.2.3 A transferência de energia do solvente para o soluto primário

Após serem excitadas pelo solvente, as moléculas do soluto primário sofrem uma desexcitação vibracional que as deixa sem energia suficiente para excitar outras moléculas do solvente, fazendo com que a excitação remanescente fique retida até que a molécula do soluto encontre uma outra forma de desexcitação. Portanto, ao contrário do processo bidirecional existente na transferência solvente - solvente, a transferência de energia solvente - soluto primário é irreversível.

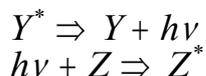
Em soluções cintiladoras com concentrações muito baixas, $\cong 10^{-2}$ molar, cada molécula do solvente transfere sua excitação para uma molécula do soluto e se esta concentração diminuir, a eficiência na emissão de fótons também diminuirá.

6.6.2.4 A transferência de energia para o soluto secundário

A transferência de energia, das moléculas excitadas do solvente para as do soluto secundário, também pode se processar de maneira análoga a do soluto primário, porém como a concentração do soluto secundário, $\cong 0,5$ g/dm³, na solução cintiladora é muito menor que a concentração do soluto primário, $\cong 5$ g/dm³, este tipo de transferência de energia é muito pouco provável.

Também é possível existir a transferência de energia não radioativa, dos estados excitados das moléculas do cintilador primário para as do cintilador secundário, porém devido à baixa concentração do cintilador secundário, este processo não é competitivo com o processo luminoso.

A principal forma de transferência de energia para as moléculas do soluto secundário ocorre através da absorção dos fótons de fluorescência emitidos pelo soluto primário, conforme o esquema abaixo, onde : * indica um estado excitado; Y é a molécula do soluto primário; $h\nu$ é o fóton de fluorescência emitido; e Z é a molécula do soluto secundário.



Da mesma forma que no caso solvente - soluto primário, este processo de transferência de energia também é irreversível.

6.6.3 O processo quantitativo de detecção com cintilação líquida

O processo quantitativo de detecção com cintiladores líquidos pode ser sintetizado nas fases indicadas no Tabela 6.3.

Tabela 6.3 - Fases do processo quantitativo de detecção com cintilação líquida.

Fase	Eventos	Fenômeno produzido	Observações
1	Uma partícula de energia E interage com as moléculas do solvente	Serão excitadas A moléculas do solvente, onde : $A = Q(E) s E$	E = energia da partícula; $Q(E)$ = fator de extinção por ionização (anexo F); s = fator relativo a natureza do solvente e da substância extintora, caso exista.
2	Uma fração t das A moléculas excitadas transfere energia para as moléculas do soluto, com uma vida média τ .	Serão produzidas B moléculas excitadas no soluto, onde : $B = t A$ ou $B = Q(E) s t E$	$Q(E) s E$ = quantidade de moléculas excitadas do solvente; t = eficiência quântica de transferência entre o solvente e o soluto, que depende somente da concentração molar do soluto e das características do solvente.
3	Uma fração q das B moléculas excitadas emitirá fótons de fluorescência	Serão emitidos L fótons de fluorescência, onde : $L = q B$ ou $L = Q(E) s t q E$.	$Q(E) s t E$ = quantidade de moléculas excitadas no soluto
4	Devido a geometria e características óticas do sistema de detecção, somente uma fração c dos L fótons emitidos pelas moléculas do soluto chegarão ao fotocátodo	Serão absorvidos no fotocátodo f dos L fótons emitidos, onde : $f = c L$ ou $f = Q(E) s t q c E$	$Q(E) s t q E$ = quantidade de fótons de fluorescência emitidos
5	Uma fração k dos f fótons que chegam ao fotocátodo consegue interagir e liberar fotoelétrons.	Serão produzidos m fotoelétrons, onde : $m = p k f$ ou $m = Q(E) s t q c p k E$	$p k$ = valor médio da eficiência quântica do fotocátodo no espectro de fluorescência do soluto primário; k = valor de eficiência quântica da resposta máxima do fotocátodo; p = fator de acoplamento espectral entre o espectro de fluorescência do soluto e a resposta do fotocátodo.
6	Os m fotoelétrons serão acelerados pelo campo elétrico existente entre os vários dinodos da fotomultiplicadora.	Serão produzidos no anodo da fotomultiplicadora T elétrons, onde : $T = M m$.	M = fator de multiplicação total da Fotomultiplicadora.

Portanto a relação completa entre a amplitude de pulso e a energia da partícula que interagiu no cintilador poderá ser expressa por

$$T = Q(E) s t q c p k M E$$

onde cada componente desta expressão está indicado no Tabela 6.4.

Tabela 6.4 - Componentes da expressão que calcula a amplitude do pulso de tensão produzido em sistema de detecção com cintilação líquida.

T	amplitude do pulso eletrônico produzido na saída da fotomultiplicadora
$Q(E)$	fator de extinção por ionização
s	fator relativo a natureza do solvente e, caso exista, da substância extintora
t	eficiência quântica de transferência entre o solvente e o soluto, que depende das características do solvente e somente da concentração molar do soluto. É a fração das moléculas do solvente que transferirá energia às moléculas do soluto
q	fração das moléculas do soluto que emitirá fótons de fluorescência
c	fração de fótons emitidos pelas moléculas do soluto, que atingem o fotocatodo
p	fator de acoplamento espectral entre o espectro de fluorescência do soluto e a resposta do fotocatodo
k	fração dos fótons de fluorescência que produzirá fotoelétrons
m	quantidade de fotoelétrons produzidos no fotocatodo
M	fator de multiplicação total da fotomultiplicadora
E	energia da partícula

6.6.4 Agente extintor

Para variar a eficiência de detecção do equipamento deve-se adicionar uma substância química que absorva parte da energia liberada no coquetel de cintilação e não a dissipe produzindo fótons. A esta substância dá-se o nome de agente produtor de extinção química, agente extintor ou ainda agente de *quenching*. Entre as substâncias mais utilizadas como agente extintor estão o tetracloreto de carbono e o nitrometano.

Operacionalmente, para determinar a resposta do sistema de detecção, mede-se uma série de amostras preparadas com aproximadamente a mesma quantidade da solução-padrão e quantidades crescentes da substância produtora de extinção química. Como a atividade do padrão é conhecida e cada amostra apresenta eficiência de detecção diferente, obtém-se uma curva de calibração experimental do sistema. Esta curva é expressa em eficiência de contagem versus extinção química (*quenching*).

De posse da curva de eficiência experimental do padrão, mede-se a amostra do radionuclídeo a ser calibrado e transfere-se todos os dados para os programas de computador que, a partir da curva experimental do padrão e baseando-se nos parâmetros nucleares dos radionuclídeos envolvidos, construirão as curvas de eficiência teórica para cada um deles.

Uma vez obtida as curvas de eficiência teórica, em função dos diferentes parâmetros livres do sistema de detecção, o cálculo da atividade dependerá do conhecimento do grau de extinção química dos coquetéis contendo o radionuclídeo cuja atividade se deseja conhecer, da associação destas extinções químicas com os parâmetros livres correspondentes e, a partir destes, obter-se teoricamente as eficiências de detecção para os coquetéis. Estas eficiências corresponderiam àquelas que seriam obtidas caso a curva de eficiência fosse construída experimentalmente a partir de uma solução padrão do radionuclídeo de interesse.

A determinação da eficiência teórica e da atividade para cada radionuclídeo de interesse é realizada pelo programa de computador intitulado LSCP - Liquid Scintillation Counter Program. Este programa leva em consideração os seguintes dados : as medidas correspondentes aos coquetéis da solução padrão; as medidas correspondentes aos coquetéis da solução de atividade desconhecida; e as curvas de eficiência teórica do padrão e do radionuclídeo a ser calibrado. A determinação da eficiência de contagem é feita por meio de uma interpolação entre as curvas de eficiência e o cálculo da atividade específica é feito dividindo-se as contagens obtidas, com os coquetéis contendo o radionuclídeo a ser calibrado, pelo produto entre a eficiência teórica e a massa de solução correspondente a este radionuclídeo.

6.6.5 Equipamento de cintilação líquida

Um equipamento de medição da atividade de radionuclídeos emissores de radiação alfa, beta e gama, utilizando a técnica de Cintilação Líquida, é mostrado na Figura 6.19



Figura 6.19 - Cintilador Líquido

Seu princípio de funcionamento, ilustrado na figura 6.20, pode ser descrito pelos tópicos seguintes:

- Utilizam-se duas fotomultiplicadoras trabalhando em coincidência, para que seja imune às flutuações provocadas por ruídos eletrônicos. Somente os pulsos que são detectados ao mesmo tempo nas duas vias conseguirão passar pela unidade de coincidência. Caso ocorra algum ruído eletrônico em uma das fotos, dificilmente ocorrerá simultaneamente um semelhante na outra foto,

de maneira que o pulso espúrio produzido não conseguirá passar pela unidade de coincidência e ser considerado válido.

- Os pulsos produzidos na saída das fotomultiplicadoras passam inicialmente pelos pré-amplificadores e se dirigem ao mesmo tempo para as entradas da unidade de coincidência e para o amplificador somador de pulsos.
- A unidade de coincidência somente produzirá um pulso em sua saída se os dois pré-amplificadores apresentarem ao mesmo tempo um pulso em suas respectivas saídas. O pulso de saída desta unidade servirá como um sinal de partida para o amplificador somador de pulsos somar os pulsos que estão chegando em suas duas entradas.
- O amplificador somador de pulsos tem a função produzir em sua saída um pulso correspondente à soma dos dois pulsos que recebe em suas entradas e liberá-lo somente quando receber o sinal de partida, proveniente da unidade de coincidência. Uma outra função deste amplificador é a de aumentar a eficiência de contagem visto que, se um pulso produzido em um dos dois pré-amplificadores estiver abaixo do limite de discriminação do ADC, quando for somado com o pulso da outra via de detecção poderá ficar acima do citado limite e ser aproveitado.
- O amplificador serve para aumentar a amplitude e conformar o pulso de maneira a adaptá-lo à característica de entrada do conversor analógico-digital - ADC.
- O ADC transforma os pulsos analógicos recebidos do amplificador em pulsos digitais com alturas proporcionais as amplitudes dos pulsos recebidos, que por sua vez são proporcionais à energia da radiação. Este módulo também trabalha chaveado pela unidade de coincidência.
- O último módulo é representado pelo analisador de altura de pulsos, que produz o espectro de altura de pulsos correspondente ao espectro de energias detectadas, e os diferentes tipos de saídas possíveis que um sistema microprocessado pode fornecer.

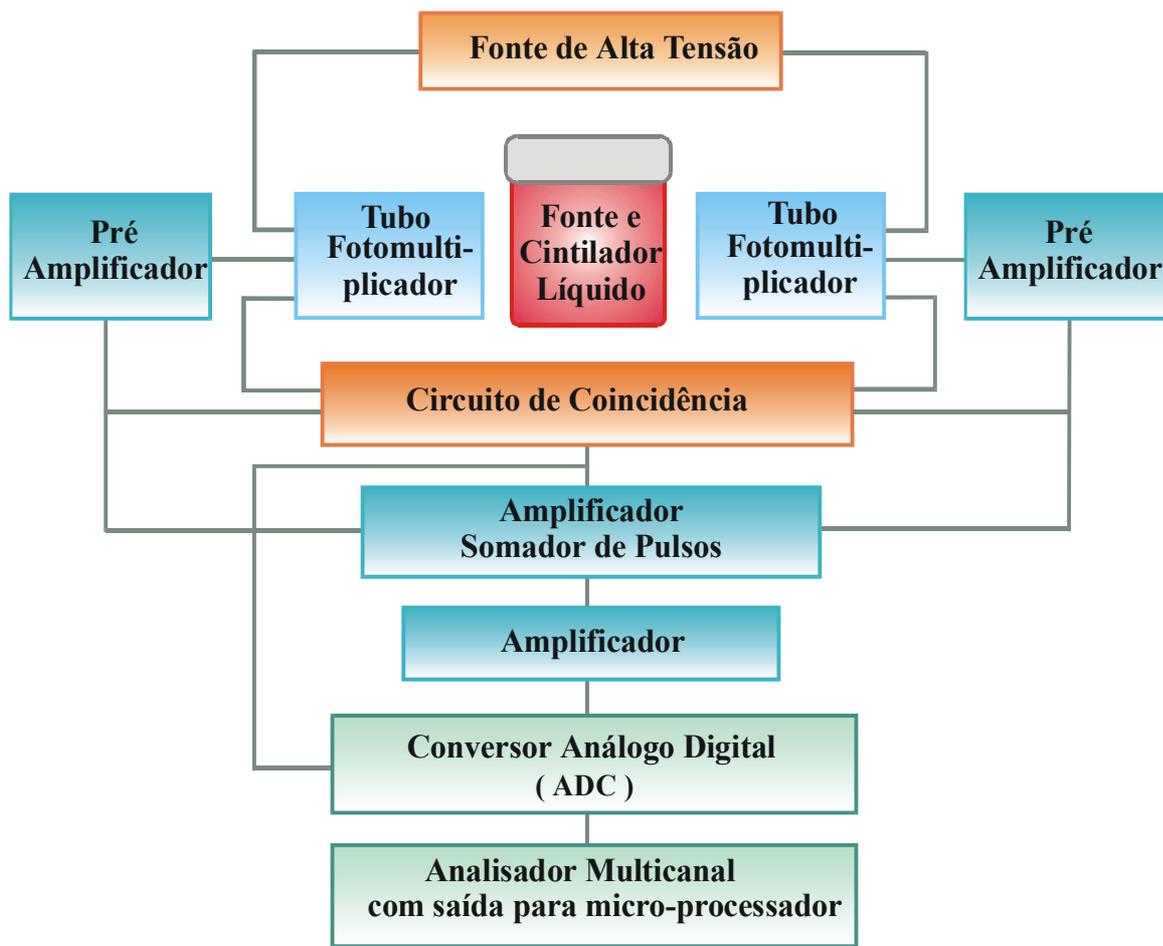


Figura 6.20 - Diagrama de blocos de um cintilador líquido.

6.7. DETECTORES UTILIZANDO MATERIAIS SEMICONDUTORES

6.7.1. Formação de pulsos em materiais semicondutores

6.7.1.1. *Materiais isolantes, condutores e semi-condutores*

Em materiais cristalinos, pode-se dizer, de forma simplificada, que há três bandas de energia em relação a condutividade de elétrons: a banda de valência, de energia mais baixa, onde os elétrons normalmente se encontram em um material não excitado; a banda de condução, por onde os elétrons normalmente migram, e uma banda proibida, que é uma região onde os elétrons não são permitidos estar. Essas regiões estão esquematizadas na Figura 6.21. A largura em energia da banda proibida é o que caracteriza os materiais isolantes, os semi-condutores e os condutores.

Quando a largura é muito grande (maior que 5 eV) os elétrons têm pouca possibilidade de alcançar a banda de condução e, portanto, o material oferece grande resistência a passagem de corrente; nesse caso o material é um isolante. Quando a largura da banda é muito pequena, até

mesmo a agitação térmica à temperatura ambiente faz com que os elétrons tenham energia para chegar na banda de condução, e nesse caso o material é um condutor. Em alguns casos, a energia da banda proibida não é nem tão grande, nem tão pequena (é, por exemplo, da ordem de 1 eV), mas, em determinadas circunstâncias pode-se fazer com que os elétrons alcancem a banda de condução e que o material se comporte como condutor; são materiais semi-condutores.

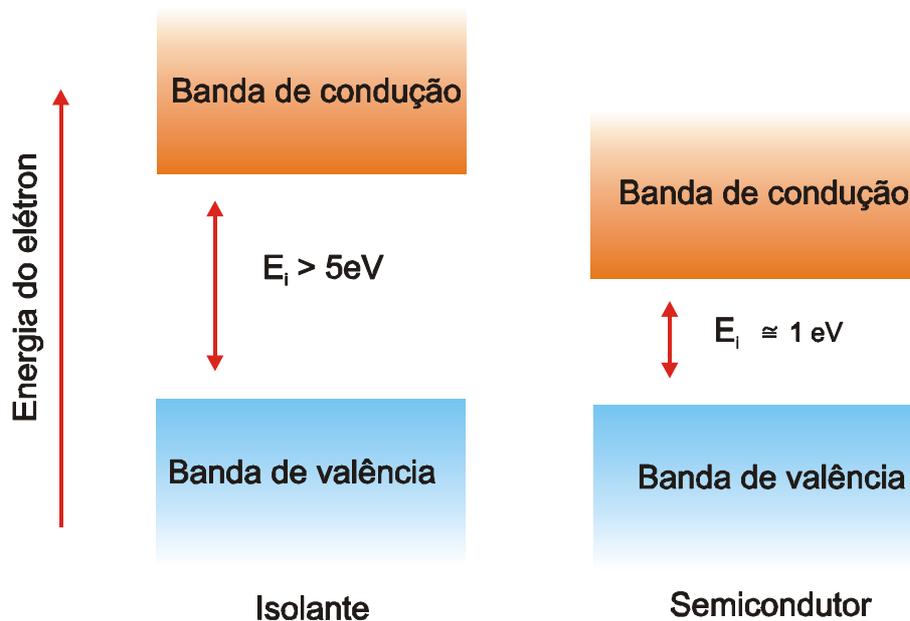


Figura 6.21 - Estrutura de bandas em um material (E_i energia do intervalo).

6.7.1.2. Pares elétrons-buracos

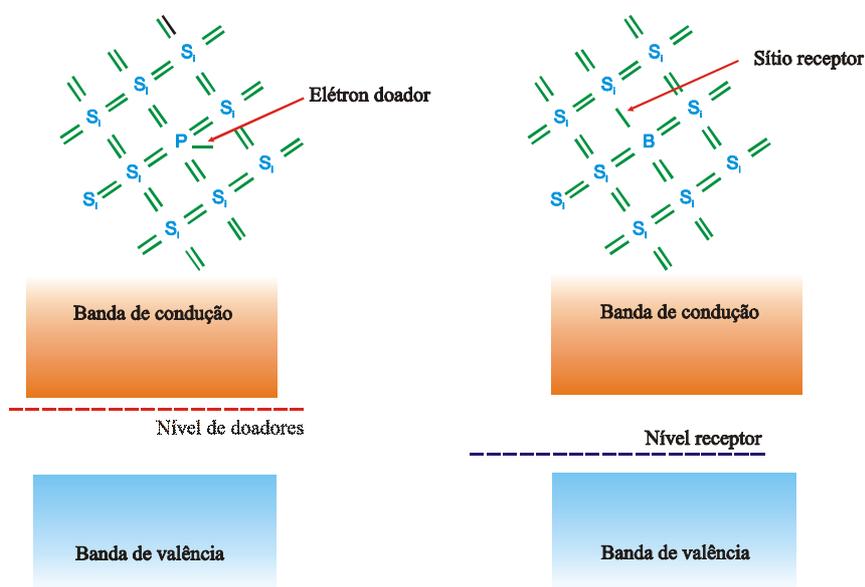
Em um material o número de elétrons é suficiente para preencher exatamente a banda de valência. Se o material é excitado com energia adequada, elétrons podem ser retirados da banda de valência e serem alçados à banda de condução. Em contrapartida o elétron retirado provoca um desequilíbrio na carga da estrutura da banda de valência, que, pela ausência do elétron, pode ser representado como um *buraco*, com carga positiva. Da mesma forma que um campo elétrico aplicado ao material pode fazer o elétron se mover na banda de condução, o *buraco* irá se mover no sentido oposto.

6.7.1.3. Criação de doadores e receptores em um material

Os elétrons existentes em um material com banda proibida larga estão aprisionados na banda de valência e têm dificuldade de penetrar a banda de condução. A adição de pequenas quantidades (algumas partes por milhão) de impurezas adequadas, com excesso de elétrons, pode alterar essa condição. As impurezas doadoras são aquelas que têm um número de elétrons na última camada maior em relação ao material original. Por exemplo: para um material

semicondutor, com quatro elétrons na última camada e com seus átomos unidos à estrutura cristalina por uma ligação covalente, é introduzida uma impureza com cinco elétrons na última camada. Uma impureza desse tipo é denominada de *doadora*. Ao ocupar o lugar destinado ao átomo do material na estrutura cristalina, a impureza, além de ter seus elétrons compartilhados na ligação covalente, terá um elétron sem função, uma vez que as ligações disponíveis já foram ocupadas. A ligação desse elétron é muito fraca e normalmente ocupa posições dentro da região da banda proibida. A distância entre o nível de energia desses elétrons e o nível da banda de condução é tão baixa que a agitação térmica normal poderá ter grande probabilidade de levá-los à banda de condução e o material então torna-se condutor com aqueles elétrons. O material doador de elétrons e o material semicondutor “dopado” com esse tipo de impureza são chamados de semicondutores tipo *n*.

Analogamente, uma impureza com falta de elétrons em relação ao material semicondutor (no exemplo anterior, uma impureza com três elétrons na última camada) irá criar uma configuração com falta de um elétron. A impureza é denominada de *receptora*. A falta de elétrons exerce um papel semelhante ao do *buraco* criado ao retirar um elétron da banda de valência só que energeticamente se comporta de forma diferente. Se um elétron é capturado para preencher essa vacância, ele estará menos ligado à estrutura (porque um dos componentes da rede agora é a impureza trivalente) e se situará dentro da banda proibida, ainda que em sua parte inferior. O material doador de buracos e o semicondutor dopado dessa forma são chamados de *tipo p*. A Figura 6.22. ilustra essa situação.



P = fósforo

B = boro

Si = silício

Figura 6.22 - Impurezas doadoras e receptoras em uma estrutura cristalina.

6.7.1.4. Interação da radiação com o material semiconductor

A passagem da radiação por um material semiconductor com estrutura de bandas provoca a criação de um grande número de pares elétrons-buracos ao longo da trajetória da partícula, que são coletados pelo campo elétrico aplicado ao material. A energia média gasta para criar um par elétron-buraco é denominada energia de ionização e depende do tipo e energia da radiação incidente. A principal vantagem dos semicondutores reside na pouca energia necessária para criar um par elétron-buraco (em torno de 3 eV para o germânio), quando comparada com aquela necessária à criação de um par de íons nos gases (em torno de 30 eV para um detector típico a gás). O grande número de pares criados propicia duas vantagens aos detectores semicondutores sob ponto de vista de resolução: diminui a flutuação estatística e diminui a influência do ruído eletrônico, levando a uma melhor relação sinal-ruído.

6.7.1.5. Junção $p-n$

Uma junção $p-n$ é a região de junção entre materiais tipo n e tipo p . Na prática é obtida pela adição de impurezas doadoras (tipo n) a uma região tipo p (que tem buracos em excesso) ou adição de impurezas receptoras (tipo p) a uma região tipo n . A principal propriedade de uma junção $p-n$ é que prontamente conduz corrente quando a tensão é aplicada na direção “correta”, mas deixa passar muito pouca corrente quando a tensão é aplicada na direção “incorreta”.

6.7.1.6. Região de depleção

A junção de uma região n com uma região p , irá provocar inicialmente movimentos das cargas negativas para a região p . O resultado é a criação de uma região com carga líquida negativa na região p e uma região com carga líquida positiva na região n , evitando novos movimentos e criando um equilíbrio dinâmico na região, embora com desequilíbrio de carga. Essa região onde existe o desequilíbrio de carga é denominada de *região de depleção* e se estende por ambos os lados da junção, e é responsável pela aceitação do movimento de cargas em um só sentido.

Nessa região, as cargas formadas pela interação com a radiação são rápida e eficientemente coletadas, sendo esse o verdadeiro volume ativo do detector.

6.7.1.7. Polarização reversa

Polarização reversa é quando se aplica polaridade positiva ao semiconductor tipo n e negativa ao semiconductor tipo p . Ao se fazer isso em uma junção $p-n$, as cargas fluem com facilidade e esse é o tipo de tensão aplicada à junção e que torna eficiente a coleta de cargas na região de depleção.

6.7.2. Detectores de diodos de silício

Os detectores de diodo de silício constituem o principal tipo de detector utilizado para partículas carregadas pesadas, como prótons, alfas e fragmentos de fissão. As principais vantagens dos detectores de diodo de silício são a resolução excepcional, a boa estabilidade, o excelente tempo de coleta de carga, a possibilidade de janelas extremamente finas e a simplicidade de operação. Os detectores de diodo de silício são normalmente de tamanho pequeno, da ordem de 1 a 5 cm² de área.

6.7.3. Detectores de germânio

Os detectores de germânio dopado com lítio - Ge(Li) - foram largamente utilizados, por sua resolução na espectroscopia gama, mas têm sido rapidamente substituídos, principalmente por causa das dificuldades operacionais, exigindo que sejam mantidos em refrigeração à temperatura do nitrogênio líquido (77^o K), mesmo quando não estão em funcionamento, para evitar danos em suas estrutura com a migração do lítio no material. Os substitutos preferidos têm sido os detectores de germânio de alta pureza - HPGe - também denominados de germânio hiperpuros ou de germânio intrínseco, que só necessitam de refrigeração quando em operação, podendo manter-se na temperatura ambiente pelo período de muitos dias sem danos ou alterações em suas condições. Os detectores de germânio para espectroscopia gama são construídos geralmente na geometria cilíndrica ou coaxial, o que permite se obter volumes maiores, necessários para espectrometria gama.

Os detectores de germânio constituem um dos tipos mais utilizados em laboratórios, para a medida de emissores gama com baixa atividade e para identificação de radioisótopos presentes em materiais, em uma grande faixa de energia (alguns keV a 10 MeV).



Figura 6.23 - Detector de germânio de alta pureza, resfriado a nitrogênio líquido, utilizado em técnicas de espectrometria X e gama, em medições de laboratório.

6.7.4. Detector de barreira de superfície

Uma das utilizações do silício é na construção dos detectores de barreira de superfície que são caracterizados pela camada morta muito fina e são utilizados principalmente para a detecção de partículas α e β . São detectores formados pela junção de duas superfícies, uma tipo n e outra tipo p . Normalmente os detectores de barreira de superfície são constituídos de uma pastilha fina de Si de alta pureza do tipo n (excesso de elétrons), sobre a qual é depositada uma camada fina de ouro. Na evaporação do ouro para formar a camada sobre o silício, criam-se condições para a formação de uma camada de óxido entre o silício e o ouro, a qual executa a função de induzir uma grande densidade de buracos, comportando-se como uma camada p . Barreiras de superfície podem também ser produzidas com um cristal tipo p e alumínio evaporado para formar um contato equivalente ao tipo n .

Uma desvantagem do detector é sua sensibilidade à luz, mas como normalmente ele é utilizado dentro de uma câmara à vácuo, para evitar a interação das partículas com o ar, isto elimina esse problema.

6.7.5. Detectores de silício-lítio

Os detectores de silício dopados com lítio - Si(Li) - são pouco recomendáveis para o uso em espectrometria gama, em função do baixo número atômico do silício ($Z = 14$), quando comparado com o germânio. No entanto, essa característica os torna convenientes para a espectrometria de raios X de baixa energia e para detecção e espectrometria de elétrons. Ao contrário do que ocorre com os detectores Ge (Li), a mobilidade do lítio no silício não é tão alta, fazendo com que possa passar algum tempo à temperatura ambiente, embora seja indispensável a refrigeração com nitrogênio quando em operação. A refrigeração ajuda também a melhorar a relação sinal-ruído, uma vez que aumenta a resistividade e a mobilidade de cargas no condutor.

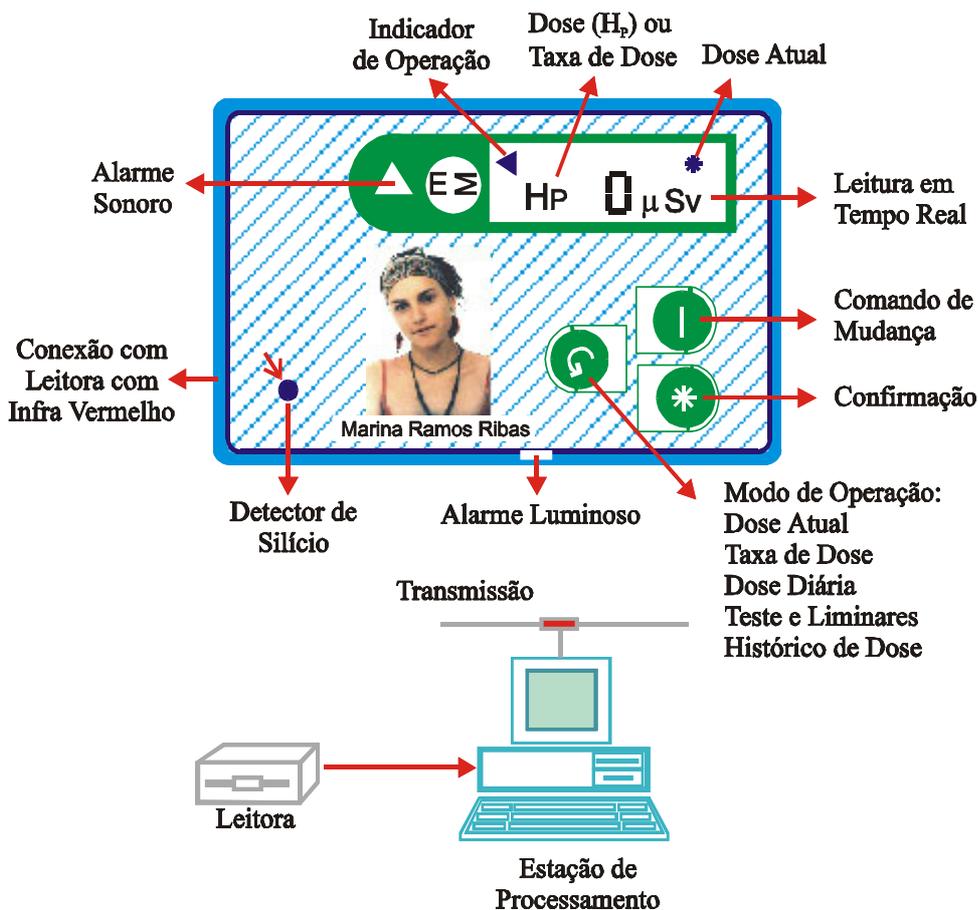


Figura 6.24 - Monitor individual com detector de diodo de silício para radiação X e gama, com leitura direta da dose equivalente, taxa de dose, equivalente de dose pessoal $H_p(10)$, com memória para estocagem de dados, alarme sonoro e luminoso e identificação do usuário.

6.7.6. Detectores de telureto de cádmio

O telureto de cádmio (CdTe) combina pesos atômicos relativamente altos (48 e 52) com uma banda de energia suficientemente grande para permitir operar à temperatura ambiente. Para energias típicas de raios γ , a probabilidade de absorção fotoelétrica por unidade de caminho percorrido é da ordem de 4 a 5 vezes maior que no germânio e 100 vezes maior que no silício. Normalmente este detector tem grande utilidade para situações em que se deseja grande eficiência de detecção para raios γ de alta energia por unidade de volume.

Por causa de sua baixa eficiência na coleta dos “buracos” gerados, a resolução do CdTe é pobre quando comparada às obtidas com germânio e silício. Quando não é necessária a informação para espectroscopia, o CdTe pode ser utilizado em uma grande variedade de aplicações onde suas características são importantes. Além disso pode operar até 30°C em modo pulso e até 70°C em modo corrente.

O maior problema com o detector de CdTe é o fenômeno da polarização que, em certos casos, leva à diminuição de sua região de depleção com o tempo, com conseqüente perda de eficiência de detecção. Essa polarização é causada pela captura de elétrons em regiões do detector.

6.8. CALIBRAÇÃO DE DETECTORES: RASTREABILIDADE

Por causa das propriedades e efeitos biológicos das radiações ionizantes, os resultados das medições das chamadas grandezas radiológicas devem ser extremamente confiáveis. Esta credibilidade necessária é difícil de se obter devido à *quantidade de grandezas radiológicas* utilizadas nas diversas aplicações das radiações ionizantes e à variedade de radiações e energias, produzidas pelos vários radioisótopos e dispositivos geradores de radiações.

Os detectores, principalmente os utilizados em condições de campo, sofrem alterações em seu funcionamento e *devem ser calibrados com uma periodicidade, definida em Norma dos órgãos reguladores*, para garantir a manutenção de suas propriedades de medição. A calibração de detectores é feita comparando-se suas características de medição com aparelhos padrões nacionais, sob condições rigorosamente controladas. Essas condições são estabelecidas nos laboratórios da rede de calibração, os quais são rastreados ao sistema internacional de metrologia, por meio de calibrações freqüentes dos padrões nacionais em relação aos internacionais, programas de comparação interlaboratorial e de manutenção de padrões.

Como a calibração de detectores é feita com feixes de radiação e energias especificados, a utilização de um detector para condições diferentes daquelas em que foi calibrado só pode ser feita com a utilização de fatores de conversão adequados.

6.9. CADEIAS DE MEDIÇÃO - PRINCIPAIS EQUIPAMENTOS AUXILIARES

6.9.1. Processamento de sinais em uma cadeia de medição

A grande maioria dos detectores de radiação transforma os sinais originais da interação da radiação com o material sensível do detector em sinais elétricos, que são depois processados em uma cadeia de medição. Alguns dispositivos são comuns a essa cadeia de medição e tem uma função bastante específica. Os dispositivos mais comuns são: fonte de tensão, pré-amplificador, amplificador linear, discriminador integral, discriminador diferencial (analisador monocanal), contador e analisador multicanal.

6.9.2. Padrões de instrumentação

Dois tipos de padrões internacionais de sistemas tornaram-se os mais utilizados para as cadeias de medição na instrumentação nuclear: o NIM (Nuclear Instrument Module) e o CAMAC (Computer Automated Measurement and Control). O sistema NIM é mais adequado normalmente para o processamento normal de pulso linear encontrado nas aplicações de rotina de detectores de radiação. O sistema CAMAC é mais caro e é fortemente orientado para sistemas digitais com interface computacional que processam grande volume de informação em pequeno intervalo de tempo.

6.9.3. Pulso linear e pulso lógico

Pulso linear é o que carrega informação em sua amplitude, e algumas vezes, em sua forma. *Pulso lógico* é o pulso com uma amplitude e forma padrão e a informação que carrega é somente sua presença ou não.

6.9.4. Fonte de tensão (detector bias voltage supplier)

Para a coleta do sinal, os sistemas de medição necessitam normalmente de uma fonte de tensão, cuja faixa de operação irá variar em função do tipo de sistema que está sendo utilizado. As principais características de uma fonte que devem ser consideradas são:

- o nível máximo e mínimo da voltagem e sua polaridade;
- a corrente máxima disponível da fonte;
- a estabilidade a longo prazo com mudanças na temperatura ou na voltagem de alimentação;
- o grau de filtração assegurado para eliminar variações e ruídos introduzidos pela linha de alimentação.

6.9.5. Pré-amplificador (preamplifier)

O pré-amplificador é o primeiro elemento em uma cadeia de processamento de sinais. Para melhorar a relação sinal-ruído é importante que seja localizado o mais próximo do detector. Duas de suas funções principais são: o “casamento” da impedância do detector com o amplificador, que permite transportar o sinal a grandes distâncias sem distorções ; e transformar a capacitância para otimizar a relação sinal-ruído. O pulso que sai normalmente do pré-amplificador é um pulso linear com cauda (linear tail pulse). Sua especificação principal está relacionada às características de ruído. Em algumas situações, para melhorar sua condição de operação, é colocado para operar a baixas temperaturas, como no caso dos detectores de germânio e de Si(Li).

Outra função importante que o pré-amplificador exerce normalmente em alguns sistemas é a de fornecer um meio de alimentar a tensão do detector. Um cabo único providencia usualmente tanto a voltagem para o detector como o pulso de sinal para a entrada do pré-amplificador. No estágio inicial na maioria dos pré-amplificadores atuais é utilizado um transistor de efeito de campo (field effect transistor - FET). Os FETs são conhecidos por sua sensibilidade a transientes abruptos de carga e podem ser danificados pela variação rápida na escala do detector ou seu desligamento em funcionamento. Para evitar esse efeito, muitos FETs são construídos com circuitos de proteção e fontes são dotadas de dispositivos que impedem variações bruscas.

6.9.6. Amplificador linear

O amplificador linear executa duas funções principais no circuito: conformação do pulso e ganho de amplitude. O pulso de entrada que vem normalmente do pré-amplificador é um pulso linear com cauda com qualquer das polaridades, que é conformado pelo amplificador em um pulso linear com forma e amplitude dentro de um intervalo. O ganho de amplificação varia normalmente de 100 a 5000 sendo normalmente ajustável por uma combinação de ajustes grosso e fino. As características mais importantes de um amplificador são:

- amplificação de sinal;
- escolha da polaridade do sinal de saída;
- conformação de pulso para medida da carga;
- conformação do pulso para melhorar desempenho em altas contagens;
- conformação de pulso para melhor relação sinal-ruído;
- para aplicações específicas, circuitos de eliminação de empilhamento e de restauração da linha de base.

6.9.7. Discriminador integral

O discriminador integral tem a função de transformar um pulso linear em um pulso lógico e que gera essa saída somente quando o pulso de entrada supera um nível de discriminação estipulado. Se a amplitude do pulso é abaixo desse nível de discriminação nenhuma saída é dada.

6.9.8. Discriminador diferencial ou analisador monocanal (single-channel analyzer - SCA)

Além de converter o sinal de linear para lógico, tem dois níveis de discriminação, superior e inferior, o que permite selecionar uma faixa de amplitudes. Essa seleção é chamada também de *janela* (window).

6.9.9. Gerador de retardo (delay generator)

É uma unidade que permite que o seu sinal de saída, além do tempo normal de processamento, tenha um retardo adicional estabelecido de acordo com a necessidade do circuito, para compatibilizar os tempos de chegada numa unidade de coincidência ou num sistema de contagem com gatilho. Para retardos pequenos, da ordem de nanosegundos, o módulo é constituído simplesmente de um conjunto de cabos coaxiais, com comprimentos proporcionais aos tempos gastos para o sinal percorrê-los. Para retardos maiores, da ordem de microsegundos, pode ser constituído de bobinas com ferrites ou circuitos mais sofisticados.

6.9.10. Gatilho (gate)

É uma unidade que tem um sinal lógico de saída, com amplitude de 5 a 7 volts e largura de 0,5 microsegundos, para comandar uma unidade de processamento de sinal posterior, após o sinal de entrada, tipo analógico, ter passado por critérios de seleção em amplitude ou em tempo.

6.9.11. Coincidência

É um dispositivo que produz um sinal lógico de saída, quando dois ou mais sinais de entrada, provenientes de outros módulos, chegam dentro de um intervalo de tempo pré-estabelecido. Este intervalo, denominado de *resolução da coincidência*, pode ser fixo ou variável. Seu valor é da ordem de fração de microsegundo. Assim, pode-se ter coincidência dupla, tripla ou múltipla.

6.9.12. Conversor tempo-amplitude (Time to Amplitude Converter - TAC)

É um tipo de unidade de coincidência usada para avaliação da coincidência entre dois sinais, com diferença de tempos de chegada muito pequena. O tipo mais usado fornece um sinal analógico de saída com amplitude proporcional à área de superposição de dois pulsos lógicos de entrada. Como a forma dos pulsos de entrada é padronizada, quando eles chegam simultaneamente, a área de superposição é máxima e, assim, a amplitude do pulso de saída é a máxima possível. Quando os pulsos chegam defasados, a área de superposição vai se reduzindo à medida que a defasagem é maior. Neste caso a amplitude de saída vai tendendo a zero. O TAC pode ser usado como somador de pulsos, desde que, processe sinais de entrada do tipo analógico e tempo circuito de conformação do pulso resultante.

6.9.13. Temporizador (timer)

É um cronômetro eletrônico que controla o tempo de operação de um sistema de medição automaticamente, de acordo com a escolha do operador. Ele compõe o conjunto de módulos do sistema e pode ser do tipo que, após extinguido o tempo fixado, dá um comando para registrar os valores das medições, apagar as informações e iniciar novo período de medição, conforme programação.

6.9.14. Contador (scalers ou counters)

No estágio final de um sistema de medição, os pulsos lógicos gerados pelos módulos são acumulados e registrados, durante um intervalo de tempo, numa unidade de contagem. Podem ter um mostrador, no painel, que indica o registro das contagens em dezenas, centenas, etc, ou simplesmente, a contagem acumulada. Os contadores normalmente trabalham com um cronômetro que estabelece o intervalo de tempo de contagem. Outra forma de uso é estipular o

número de contagens a ser atingido, sendo o tempo de contagem acumulado independentemente. Nesse caso a principal vantagem é poder especificar previamente a precisão estatística desejada.

6.9.15. Analisador multicanal (multichannel analyzer - MCA)

O analisador multicanal é o equipamento que permite processar os pulsos lineares saídos da cadeia de medidas, separando-os em intervalos pequenos de amplitude (que correspondem a intervalos de energia) para obter o espectro da distribuição da energia da radiação. Antigamente os dispositivos multicanais constituíam-se em módulos separados e a saída de seu processamento era realizada através da impressão de cada canal com as contagens acumuladas por canal. Atualmente os multicanais são formados pelo acoplamento de placas especiais, que transformam os pulsos lineares em sinais digitais (placas ADC - conversor analógico-digital) e fazem o processamento de separação por intervalo de energia. O resultado da saída é normalmente mostrado na tela do computador, em um gráfico “número de contagens versus amplitude de pulso (energia)”. Normalmente, junto com as placas adaptadoras, são fornecidos programas computacionais que permitem o processamento e manipulação do espectro.

6.9.16. Diagrama de blocos

A forma utilizada para se representar uma instrumentação é o diagrama de blocos. Nele, cada módulo do sistema de medidas é representado por um elemento gráfico. A Figura 6.25 mostra um diagrama de blocos para um sistema de medidas β - γ em coincidência 4π .

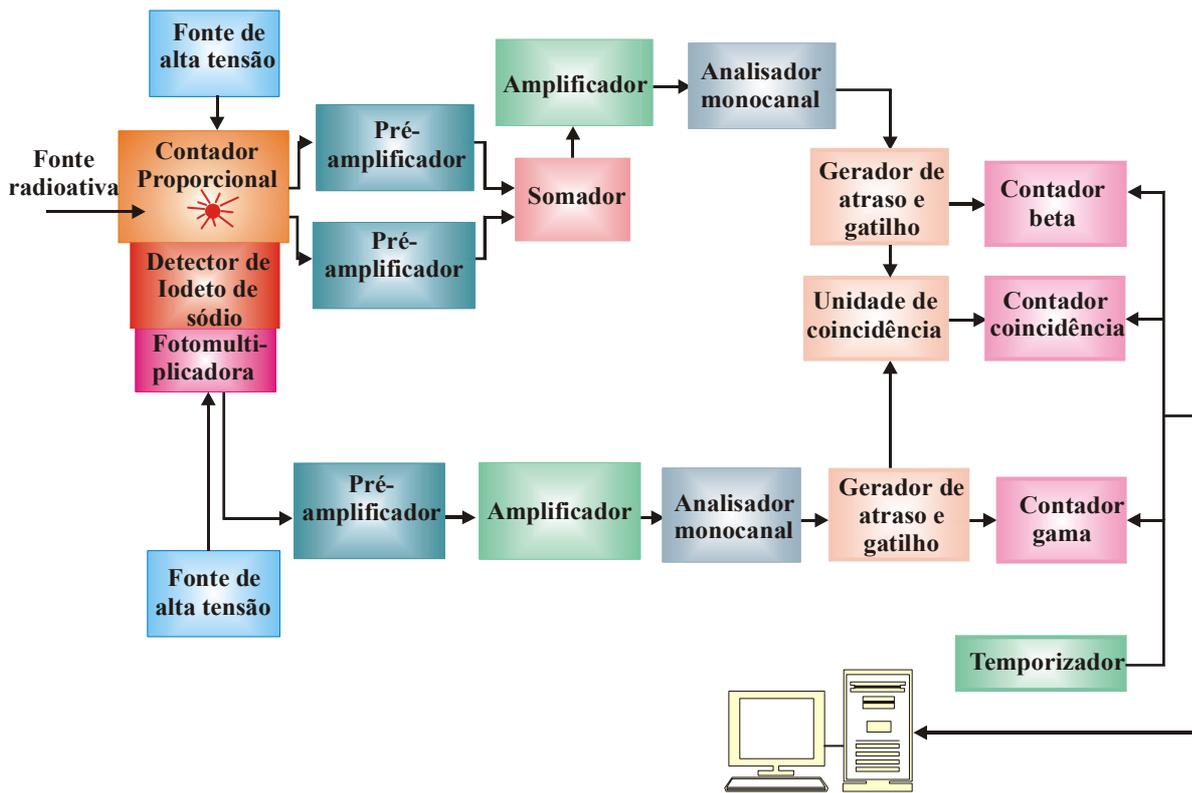


Figura 6.25 - Diagrama de blocos de uma cadeia de medição utilizando o método de coincidência $4\pi\beta\text{-}\gamma$.

CAPÍTULO 7

NOÇÕES DE RADIOPROTEÇÃO

7.1. PRINCÍPIOS DE RADIOPROTEÇÃO

7.1.1. Justificação

Os objetivos da proteção contra as radiações são a prevenção ou a diminuição dos seus efeitos somáticos e a redução da deterioração genética dos povos, onde o problema das exposições crônicas adquire importância fundamental. Considera-se que a dose acumulada num período de vários anos seja o fator preponderante, mesmo que as doses intermitentes recebidas durante esse período sejam pequenas.

As doses resultantes da radiação natural e dos tratamentos médicos com raios X, não são consideradas nas doses acumuladas. Por esse motivo, recomenda-se aos médicos e dentistas que tenham o máximo cuidado no uso dos raios X e demais radiações ionizantes, para evitar exposições desnecessárias.

Assim, *qualquer atividade envolvendo radiação ou exposição deve ser justificada em relação a outras alternativas e produzir um benefício líquido positivo para a sociedade.*

7.1.2. Otimização

O princípio básico da proteção radiológica ocupacional estabelece que *todas as exposições devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exeqüíveis* (ALARA: As Low As Reasonably Achievable).

Estudos epidemiológicos e radiobiológicos em baixas doses mostraram que não existe um limiar real de dose para os efeitos estocásticos. Assim, qualquer exposição de um tecido envolve um risco carcinogênico, dependendo da radiosensibilidade desse tecido por unidade de dose equivalente (coeficiente de risco somático). Além disso, qualquer exposição das gônadas pode levar a um detrimento genético nos descendentes do indivíduo exposto.

O princípio ALARA estabelece, portanto, a necessidade do aumento do nível de proteção a um ponto tal que aperfeiçoamentos posteriores produziriam reduções menos significantes do que os esforços necessários. A aplicação desse princípio requer a otimização da proteção radiológica em todas as situações onde possam ser controladas por medidas de proteção, particularmente na seleção, planejamento de equipamentos, operações e sistemas de proteção. Os

esforços envolvidos na proteção e o detrimento da radiação podem ser considerados em termos de custos; desta forma uma otimização em termos quantitativos pode ser realizada com base numa análise custo-benefício. Na figura 7.1 faz-se uma representação esquemática desta análise, utilizando como parâmetro a dose coletiva.

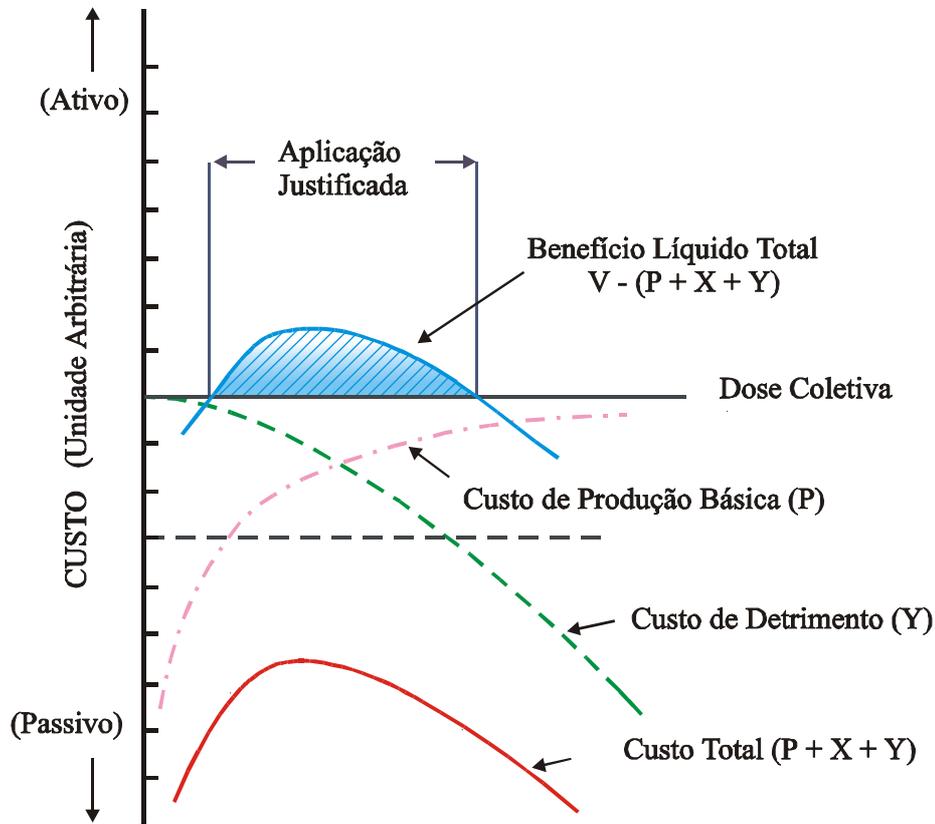


Figura 7.1 - Descrição esquemática do método de análise custo-benefício para a otimização da proteção radiológica.

7.1.3. Limitação da dose individual

Uma das metas da proteção radiológica é a de manter os limites de dose equivalente (equivalente de dose) anual, $H_{T,lim}$, para os tecidos, abaixo do limiar do detrimento, $H_{T,L}$, para os efeitos não-estocásticos nesse tecido ou seja,

$$H_{T,lim} < H_{T,L}$$

Dessa forma impõe-se que *as doses individuais* de trabalhadores e de *indivíduos do público não devem exceder os limites anuais de doses estabelecidos* na tabela 7.1 .

Outra meta da proteção radiológica é a de limitar a probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos (H_{eff}). A limitação de dose para efeitos estocásticos é baseada no princípio de que o detrimento deve ser igual, seja para irradiação uniforme de corpo inteiro, seja para irradiação não uniforme. Para que isso ocorra é preciso que

$$H_{eff} = \sum_T w_T \cdot H_T < H_{WB,L}$$

onde w_T é o fator de peso para o tecido T, H_T é a dose equivalente anual no tecido T e $H_{WB,L}$ é o limite de dose equivalente anual recomendado para irradiação uniforme do corpo inteiro, ou dose equivalente efetiva.

O fator de peso, w_T , para efeitos estocásticos no tecido T, é definido como sendo a razão entre o coeficiente de risco para esse tecido (f_T), levando em conta a severidade do efeito e o coeficiente de risco total para o corpo, para irradiação uniforme de corpo inteiro. Os valores de f_T e w_T para vários tecidos são mostrados na Tabela 7.2.

Tabela 7.1 - Limites de Dose Anuais (mSv) estabelecidos pela norma CNEN NE 3.01 (1988).

Grandezas	Trabalhador	Público
Dose equivalente efetiva	50	1
Dose equivalente para único órgão ou tecido	500	1/ w_T
Dose equivalente para a pele	500	50
Equivalente de dose para o olho	150	50
Extremidades (mãos, antebraços, pés e tornozelos)	500	50

1mSv = 0,1REM

Tabela 7.2 - Coeficientes de Risco e Fatores de Peso para vários Tecidos.

Tecido Humano	Coeficiente de Risco 10^{-4} Sv ⁻¹	Fatores de Peso w_T
Gônadas	40	0,25
Mama	25	0,15
Medula óssea vermelha	20	0,12
Pulmão	20	0,12
Superfície óssea	5	0,03
Tireóide	5	0,03
Outros órgãos*	50	0,3
Irradiação uniforme do corpo inteiro	165	1

*Como outros órgãos consideram-se os 5 outros órgãos ou tecidos, tais como o estômago e o fígado, que recebem as doses equivalentes mais altas. Para cada um desses órgãos usa-se um fator de peso $w_T = 0,06$.

7.1.4. Limites Primários

Em condições de exposição de rotina, *nenhum trabalhador deve receber, por ano, doses equivalentes superiores:*

- a. aos limites especificados na tabela 7.1 quando o valor médio da dose equivalente efetiva anual dos trabalhadores da instalação não exceder 5mSv, e quando a dose equivalente efetiva acumulada pelo trabalhador em 50 anos não exceder a 1Sv;
- b. aos limites autorizados.

7.1.4.1. Limites Secundários, Derivados e Autorizados

Na prática as grandezas básicas não podem ser medidas diretamente, e assim não permitem um controle adequado dos perigos criados pela radiação. É portanto um dos problemas fundamentais da proteção radiológica interpretar as medidas de radiação ou atividade no meio-ambiente em termos da dose equivalente em tecidos e da resultante de dose equivalente efetiva.

Recomenda-se assim a aplicação de limites secundários e de limites derivados que são relacionados aos limites primários e permitem uma comparação mais direta com as quantidades medidas.

Os limites secundários são para irradiações externa e interna. No caso de irradiação externa aplica-se o índice de dose equivalente de 50mSv/ano. Para a irradiação interna, os limites são os anuais para a absorção de material radioativo via inalação ou ingestão, referidos ao *Homem de Referência*.

Pode-se utilizar padrões intermediários, chamados de *limites derivados* ou *limites operacionais*, para interpretar uma medida de rotina em termos dos limites máximos recomendados.

Autoridades competentes, ou a direção de uma instituição, podem determinar limites inferiores aos limites derivados, para serem utilizados em determinadas situações. Tais limites são chamados de *limites autorizados*.

7.1.4.2. Níveis de Referência

Para se adotar uma ação, quando o valor de uma determinada grandeza ultrapassa um certo valor, utilizam-se *níveis de referência*. A ação a ser tomada pode variar de uma simples anotação da informação (*Nível de Registro*), passando por uma investigação sobre as causas e conseqüências (*Nível de Investigação*), até chegar a medidas de intervenção (*Nível de Intervenção*).

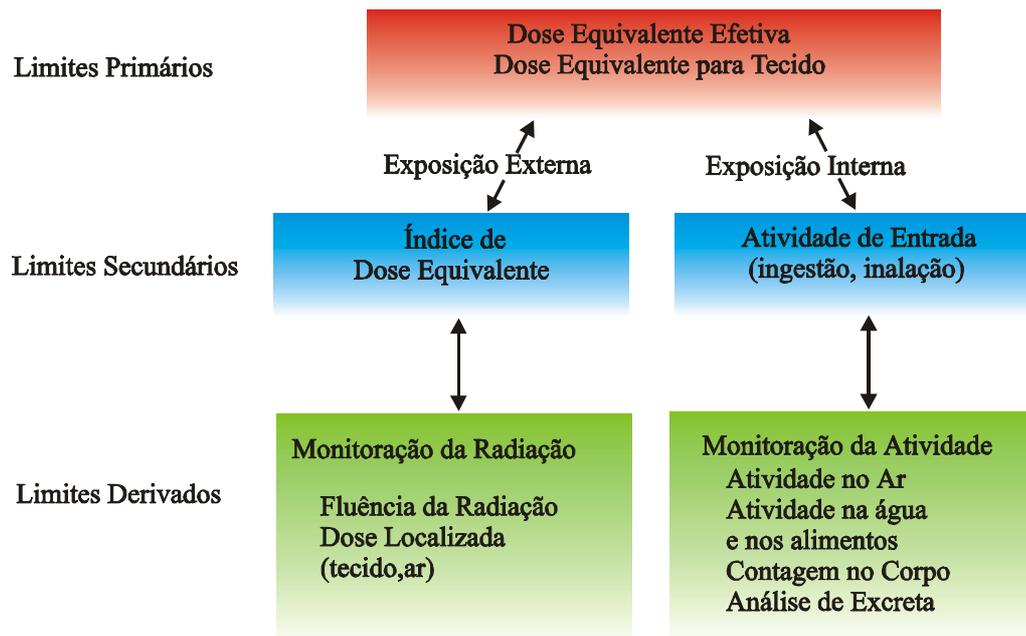


Figura 7.2 - Grandezas básicas e derivadas utilizadas para a limitação da exposição individual.

O *Nível de Registro* é utilizado quando as medidas de um programa de monitoração fornecem resultados tão baixos que não são do interesse, podendo ser descartados. No entanto, pode-se escolher um nível de registro para a dose equivalente ou para a entrada de material radioativo no corpo acima do qual é de interesse adotar e arquivar os resultados.

O *Nível de Investigação* é definido como o valor da dose equivalente ou de entrada de material radioativo no corpo, acima do qual o resultado é considerado suficientemente importante para justificar maiores investigações. Esse nível deve ser relacionado a um só evento, e não com a dose equivalente acumulada ou entrada de material durante um ano.

O *Nível de Intervenção* depende da situação e deve ser pré-estabelecido pois sempre irá interferir com a operação normal ou com a cadeia normal de responsabilidades.

7.2. CUIDADOS DE RADIPROTEÇÃO

7.2.1 Tempo

As radiações externas podem ser controladas operando-se com três parâmetros: *tempo*, *distância* e *blindagem* (ou *barreira*).

A *dose acumulada por uma pessoa* que trabalha numa área exposta a uma certa taxa de dose é *diretamente proporcional ao tempo* em que ela permanece na área. Essa dose pode ser controlada pela limitação desse tempo:

$$Dose = Taxa \times Tempo$$

Como o tempo de permanência em áreas de trabalho nas quais existem materiais radioativos ou fontes de radiação, conforme o tipo de tarefa a ser realizada, devem ser empregadas formas de redução na dose do trabalhador. Os recursos mais utilizados são: o aumento da distância ou a introdução de material de blindagem entre o homem e a fonte de radiação. Deve-se sempre ter em mente que *quanto menor o tempo de exposição, menores serão os efeitos causados pela radiação*. Porém, o recurso mais eficaz de redução do tempo de execução de uma tarefa é o treinamento do operador, a otimização de sua habilidade.

7.2.2. Distância

Para uma fonte puntiforme de radiação, emitindo em todas as direções, o *fluxo*, que é proporcional à taxa de dose numa determinada *distância r da fonte*, é *inversamente proporcional ao quadrado dessa distância*. Cabe lembrar que essa relação somente é verdadeira para uma fonte puntiforme, um detector puntiforme e absorção desprezível entre a fonte e o detector. A lei do inverso do quadrado é dada por:

$$\frac{\dot{D}_1}{\dot{D}_2} = \frac{(r_2)^2}{(r_1)^2}$$

onde \dot{D}_1 é a taxa de dose na distância r_1 da fonte e

\dot{D}_2 é a taxa de dose na distância r_2 da fonte.

Note-se que dobrando a distância entre a fonte e o detector, reduz-se a taxa de dose a 1/4 de seu valor inicial. Dessa forma, o modo mais fácil de se defender contra as radiações ionizantes é ficar longe da fonte.

7.2.3. Blindagem

As pessoas que trabalham com fontes ou geradores de radiação ionizante devem dispor de procedimentos técnicos bem elaborados de modo que o objetivo da tarefa seja concretizado e sua segurança esteja garantida contra exposições desnecessárias ou acidentais. Nesses procedimentos, os fatores *tempo* e *distância* em relação às fontes radioativas estão implícitos na habilidade e destreza de um técnico bem treinado para a tarefa. Por não apresentar hesitações durante sua execução, sua duração é mínima; por dominar todos os elementos do processo, não comete enganos, se posiciona no lugar adequado e com a postura correta.

Entretanto, em certas situações, principalmente quando se opera com fontes intensas ou níveis elevados de radiação, além de colimadores, aventais, labirintos e outros artefatos, é necessário introduzir um outro fator de segurança: a *blindagem*.

A escolha do material de blindagem depende do tipo de radiação, atividade da fonte e da taxa de dose que é aceitável fora do material de blindagem.

7.2.4. Blindagem de uma instalação

O cálculo e construção de uma blindagem para uma instalação devem levar em consideração a localização dos geradores de radiação, as direções possíveis de incidência do feixe, o tempo de ocupação da máquina ou fonte, a carga de trabalho, os locais e áreas circunvizinhas, a planta da instalação. Além do cálculo da *barreira primária*, deve-se calcular a *barreira secundária* devido ao espalhamento da radiação nas paredes, equipamentos e no ar.

Após a escolha dos materiais da construção da instalação e da blindagem, calcula-se as espessuras e escolhem-se as geometrias que otimizam a redução do nível de radiação aos estabelecidos por normas, específicas e gerais, de radioproteção.

7.2.5. Blindagem para Diferentes Tipos de Radiação

7.2.5.1. Blindagem para Nêutrons

Nêutrons rápidos são atenuados de forma aproximadamente exponencial, onde o coeficiente de atenuação é denominado *Seção de Choque Macroscópica*, que pode ser avaliado pelo *Comprimento de Relaxação*:

$$\varphi(x) = \varphi(0) \cdot e^{-\Sigma x} = \varphi(0) \cdot e^{-\frac{x}{\lambda}}$$

onde x é a espessura de material atenuador, φ é o fluxo ou intensidade do feixe de nêutrons, Σ é a seção de choque macroscópica (cm^{-1}) e λ é o comprimento de relaxação

Na tabela 7.3 são dados valores de comprimento de relaxação para nêutrons rápidos para alguns materiais moderadores e atenuadores.

Tabela 7.3 - Comprimento de Relaxação aproximado de alguns materiais, para nêutrons rápidos

Material	Densidade (g.cm^{-3})	Comprimento de Relaxação (cm)
Água	1	10
Grafite	162	9
Berílio	185	9
Óxido de berílio	23	9
Concreto	23	12
Alumínio	27	10
Concreto baritado	35	95
Concreto com ferro	43	63
Ferro	78	6
Chumbo	113	9

Os materiais utilizados para blindagem de nêutrons normalmente são de baixo número atômico Z , para evitar o espalhamento elástico que, ao invés de atenuar, espalharia nêutrons em todas as direções. Os materiais de alto Z utilizados são aqueles que absorvem nêutrons nas reações, como o cádmio e o índio. Os materiais mais utilizados são a água, a parafina borada, o grafite e o concreto.

O projeto de blindagem para nêutrons numa instalação envolve um aparato matemático muito complexo, e normalmente a equação de difusão ou transporte, solucionadas numericamente por meio de códigos de computação. Nesses códigos são levados em conta todos os tipos de reações nucleares, em todas as faixas de energia, inclusive nas regiões de ressonância, onde o valor da seção de choque varia abruptamente, inclusive em várias ordens de grandeza.

7.2.5.2. Blindagem para Partículas Carregadas

Partículas carregadas dissipam energia nas colisões com as partículas dos átomos do material de blindagem, até que sua velocidade entra em equilíbrio com a das demais partículas do meio. O espaço percorrido desde sua entrada no material até sua parada é denominado de *alcance da partícula (ou range)*.

Se a massa da partícula é pequena, como no caso da partícula beta, a forma da trajetória pode ser bastante irregular, tortuosa, com mudanças significativas de direção de propagação, principalmente perto do ponto de “parada”. Se a partícula tem massa elevada, como no caso da partícula alfa ou fragmentos de fissão, a trajetória é quase retilínea, só mudando de direção quando ocorre uma colisão com um núcleo pesado, o que raramente acontece.

Devido a esse comportamento, ou seja, de existir um alcance para cada tipo de partícula carregada em função da energia e do material, pode-se chegar a absorção total de um feixe de partículas. Isso permite construir uma blindagem com muita eficiência, desde que a espessura de material seja superior ao alcance, ou “poder de penetração” da partícula, e sua natureza seja tal que minimize as interações com emissão de radiação de freamento.

Para blindar essas partículas utiliza-se material de baixo Z que possua consistência mecânica, como acrílico, teflon, PVC, polietileno e, algumas vezes, o chumbo e concreto. O chumbo não deve ser utilizado para blindagem de feixes de elétrons, devido à produção de radiação de freamento que agravaria a situação em termos de níveis de radiação e penetrabilidade.

Nota: Como muitas pessoas estão acostumadas a “respeitar” uma fonte radioativa quando a mesma se encontra guardada em recipiente de chumbo, devidamente sinalizado, para uma fonte intensa de radionuclídeos emissores beta, blindam-se as radiações com uma espessura adequada de PVC, acrílico ou teflon e, posteriormente, coloca-se o frasco dentro de outro de chumbo. Essa providência final tem somente um efeito psicológico, pois as radiações já foram devidamente blindadas.

7.2.5.3. Blindagem para Raios X e Gama

Devido ao fato de fótons X e γ atravessarem o material absorvedor, sua redução é determinada pela energia da radiação, pela natureza do material absorvedor e a sua espessura. Pode-se então determinar a espessura de material necessário para se atenuar feixes de fótons X e γ , utilizando em primeira aproximação, a lei de atenuação exponencial

$$I = I_0 e^{-\mu x} = I_0 e^{-(\mu/\rho)\rho x}$$

onde μ é o coeficiente de atenuação total do material para a energia de radiação E, μ/ρ é o coeficiente de atenuação total em massa (ou “mássico”), ρ é a densidade do material e x é a espessura da blindagem.

Quando um material é constituído de uma mistura ou composição de diversos elementos químicos, pode-se obter o seu coeficiente de atenuação linear pela média ponderada, dada por:

$$\mu/\rho = \sum_i (\mu_i/\rho_i)w_i$$

7.2.5.4. Camada Semi Redutora

O coeficiente de atenuação total μ depende do material atenuador e da energia do feixe incidente. No caso de uma fonte que emite fótons de várias energias, deve-se utilizar diferentes valores de μ , correspondentes às diversas energias do feixe e à diversas taxas de emissão de cada radiação. Como a intensidade de um feixe de fótons não pode ser totalmente atenuada pela blindagem, utiliza-se um parâmetro experimental, denominado de *camada semi redutora* ($HVL = \underline{H}alf \underline{V}alue \underline{L}ayer$), definido como sendo a espessura de material que atenua à metade a intensidade do feixe de fótons. A relação entre μ e HVL é expressa por

$$\mu = \frac{0,693}{HVL}$$

Assim, a lei de atenuação exponencial pode ser escrita como

$$I = I_0 \cdot e^{-\frac{0,693}{HVL}x}$$

Da mesma forma que o HVL , outro parâmetro muito utilizado no cálculo de espessura de blindagem é a *camada decirredutora* ($TVL = \underline{T}enth \underline{V}alue \underline{L}ayer$) definido como sendo a espessura de material que atenua de um fator de 10 a intensidade do feixe de fótons.

Na Tabela 7.4. são dados valores de *HVL* e *TVL* para três materiais, chumbo, concreto e ferro, em função da kilovoltagem pico do tubo de raios X. Na Tabela 7.5 são dados valores de *HVL* para os vários tipos de radionuclídeo emissores gama.

Tabela 7.4 - Camadas semi-redutoras (*HVL*) e deci-redutoras (*TVL*).

Kilovolt Pico	Material atenuador					
	Chumbo (cm)		Concreto (cm)		Ferro (cm)	
	HVL	TVL	HVL	TVL	HVL	TVL
50	0,006	0,017	0,43	1,5		
70	0,017	0,052	0,84	2,8		
100	0,027	0,088	1,6	5,3		
125	0,028	0,093	2	6,6		
150	0,03	0,099	2,24	7,4		
200	0,052	0,17	2,5	8,4		
250	0,088	0,29	2,8	9,4		
300	0,147	0,48	3,1	10,4		
400	0,25	0,83	3,3	10,9		
500	0,36	1,19	3,6	11,7		
1000	0,79	2,6	4,4	14,7		
2000	1,25	4,2	6,4	21		
3000	1,45	4,85	7,4	24,5		
4000	1,6	5,3	8,8	29,2	2,7	9,1
6000	1,69	5,6	10,4	34,5	3	9,9
8000	1,69	5,6	11,4	37,8	3,1	10,3
10000	1,66	5,5	11,9	39,6	3,2	10,5

Tabela 7.5 - Valores da camada semi-redutora (HVL) de vários materiais para vários radionuclídeos emissores de radiação gama, numa condição de “boa geometria”, onde a contribuição da radiação secundária de espalhamento não é importante. Ref. IAEA – TECDOC – 1162, Vienna (2000).

Radionuclídeo	Camada Semi-redutora (cm)				
	Chumbo	Ferro	Alumínio	Água	Concreto
Na-22	0,67	1,38	3,85	9,40	4,35
Na-24	1,32	2,14	6,22	14,75	6,88
K-40	1,15	1,80	4,99	11,97	5,63
K-42	1,18	1,84	5,10	12,21	5,75
Sc-46	0,82	1,48	4,20	9,84	4,66
Ti-44	0,04	0,21	0,60	1,41	0,67
V-48	0,80	1,48	4,18	9,95	4,67
Cr-51	0,17	0,82	2,38	5,69	2,68
Mn-54	0,68	1,33	3,80	9,00	4,22
Mn-56	0,94	1,65	4,78	11,13	5,27
Fe-59	0,94	1,59	4,51	10,58	5,02
Co-60	1,00	1,66	4,65	10,99	5,2
Cu-64	0,41	1,08	3,01	7,61	3,43
Zn-65	0,87	1,53	4,34	10,15	4,81
Ga-68	0,42	1,09	3,04	7,67	3,47
Ge-68+Ga-68	0,42	1,09	3,04	7,67	3,47
Se-75	0,12	0,62	1,79	4,26	2,01
Kr-85	0,41	1,07	3,00	7,59	3,43
Kr-85m	0,10	0,50	1,46	3,46	1,64
Kr-87	0,83	1,67	4,84	11,46	5,36
Kr-88+Rb-88	1,17	1,89	5,51	12,74	6,05
Rb-86	0,87	1,53	4,35	10,13	4,81
Rb-88	1,17	1,89	5,51	12,74	6,05
Sr-89	0,74	1,40	4,00	9,35	4,42
Sr-91	0,71	1,38	3,94	9,31	4,38
Y-91	0,96	1,62	4,57	10,74	5,09
Zr-95	0,60	1,26	3,58	8,61	4,00
Nb-94	0,64	1,30	3,70	8,84	4,13
Nb-95	0,62	1,28	3,63	8,72	4,06
Mo-99+Tc-99m	0,49	1,11	3,16	7,60	3,54
Mo-99	0,49	1,11	3,16	7,60	3,54
Tc-99	0,05	0,25	0,73	1,73	0,82
Tc-99m	0,07	0,39	1,13	2,68	1,27
Ru-103	0,40	1,06	2,97	7,53	3,40
Ru-105	0,48	1,16	3,28	7,98	3,69
Rh-106	0,49	1,17	3,29	8,16	3,73
Ag-110m	0,71	1,38	3,91	9,36	4,38
Cd-109	0,01	0,06	0,18	0,43	0,20
In-114m	0,23	0,75	2,14	5,18	2,41
Sn-113	0,02	0,09	0,27	0,65	0,31

Radionuclídeo	Camada Semi-redutora (cm)				
	Chumbo	Ferro	Alumínio	Água	Concreto
Sn-123	0,88	1,53	4,36	10,16	4,83
Sn-126+Sb-126m	0,48	1,15	3,27	7,99	3,68
Sn-126	0,04	0,19	0,55	1,30	0,62
Sb-124	0,83	1,55	4,39	10,49	4,90
Sb-126	0,52	1,19	3,37	8,21	3,79
Sb-126m	0,48	1,15	3,27	7,99	3,68
Sb-127	0,47	1,14	3,24	7,92	3,65
Sb-129	0,72	1,40	3,98	9,45	4,43
Te-127m	0,01	0,08	0,23	0,54	0,26
Te-129	0,33	0,93	2,63	6,53	2,99
Te-129m	0,38	0,82	2,33	5,65	2,61
Te-131m	0,65	1,31	3,74	8,88	4,17
Te-132	0,10	0,53	1,54	3,66	1,73
I-125	0,01	0,08	0,23	0,54	0,26
I-129	0,02	0,09	0,25	0,60	0,28
I-131	0,25	0,93	2,67	6,50	3,02
I-132	0,63	1,31	3,70	8,91	4,14
I-133	0,47	1,15	3,23	8,05	3,67
I-134	0,72	1,40	3,98	9,43	4,43
I-135+Xe-135m	0,98	1,66	4,70	11,06	5,23
I-135	0,98	1,66	4,70	11,06	5,23
Xe-131m	0,02	0,10	0,29	0,70	0,33
Xe-133	0,03	0,16	0,47	1,11	0,53
Xe-133m	0,05	0,25	0,73	1,72	0,82
Xe-135	0,14	0,72	2,10	4,99	2,36
Xe-135m	0,41	1,07	2,99	7,54	3,41
Xe-138	0,90	1,64	4,79	11,09	5,26
Cs-134	0,57	1,24	3,50	8,50	3,93
Cs-136	0,65	1,32	3,76	8,86	4,18
Cs-137+Ba-137m	0,53	1,19	3,35	8,20	3,77
Ba-133	0,16	0,67	1,92	4,63	2,17
Ba-137m	0,53	1,19	3,35	8,20	3,77
Ba-140	0,33	0,96	2,69	6,72	3,06
La-140	0,93	1,64	4,63	11,04	5,19
Ce-141	0,07	0,37	1,07	2,52	1,20
Ce-144+Pr-144m	0,05	0,28	0,82	1,95	0,93
Pr-144m	0,02	0,10	0,28	0,67	0,32
Pm-145	0,02	0,11	0,31	0,74	0,35
Pm-147	0,06	0,34	0,99	2,35	1,12
Sm-151	0,01	0,03	0,09	0,21	0,10
Eu-152	0,66	1,32	3,73	8,84	4,17
Eu-154	0,74	1,38	3,91	9,24	4,35
Eu-155	0,04	0,23	0,66	1,56	0,74
Gd-153	0,03	0,18	0,51	1,21	0,57
Tb-160	0,68	1,35	3,84	9,01	4,26
Ho-166m	0,45	1,09	3,10	7,46	3,48

Radionuclídeo	Camada Semi-redutora (cm)				
	Chumbo	Ferro	Alumínio	Água	Concreto
Tm-170	0,03	0,18	0,51	1,21	0,57
Yb-169	0,06	0,30	0,87	2,05	0,97
Hf-181	0,27	0,86	2,41	6,02	2,75
Ta-182	0,80	1,39	3,94	9,26	4,39
W-187	0,43	1,03	2,91	7,17	3,29
Ir-192	0,24	0,92	2,64	6,42	2,98
Au-198	0,29	0,97	2,74	6,77	3,11
Hg-203	0,14	0,73	2,13	5,04	2,39
Tl-204	0,03	0,18	0,53	1,27	0,60
Pb-210	0,01	0,05	0,15	0,35	0,17
Bi-207	0,65	1,30	3,68	8,79	4,11
Po-210	0,65	1,31	3,73	8,88	4,15
Ra-226	0,09	0,48	1,40	3,32	1,58
Ac-227	0,01	0,08	0,22	0,52	0,25
Ac-228	0,67	1,35	3,84	9,05	4,27
Th-227	0,11	0,58	1,69	4,01	1,90
Th-228	0,02	0,13	0,37	0,88	0,42
Th-230	0,01	0,05	0,14	0,34	0,16
Th-232	0,01	0,04	0,12	0,28	0,13
Pa-231	0,09	0,46	1,35	3,20	1,51
U-232	0,01	0,04	0,12	0,29	0,14
U-233	0,01	0,06	0,16	0,39	0,18
U-234	0,01	0,04	0,12	0,28	0,13
U-235	0,09	0,46	1,35	3,19	1,51
U-238	0,01	0,04	0,11	0,27	0,13
Np-237	0,03	0,12	0,41	0,98	0,46
Pu-236	0,01	0,04	0,11	0,27	0,13
Pu-238	0,01	0,04	0,11	0,27	0,13
Pu-239	0,01	0,04	0,12	0,29	0,14
Pu-240	0,01	0,04	0,11	0,27	0,13
Pu-242	0,01	0,04	0,11	0,27	0,13
Am-241	0,02	0,12	0,35	0,82	0,39
Am-242m	0,01	0,04	0,13	0,30	0,14
Am-243	0,03	0,18	0,52	1,24	0,59
Cm-242	0,01	0,04	0,12	0,28	0,13
Cm-243	0,08	0,43	1,26	2,98	1,41
Cm-244	0,01	0,04	0,12	0,28	0,13
Cm-245	0,05	0,27	0,79	1,86	0,88
Cf-252	0,01	0,04	0,12	0,30	0,14

7.2.5.5. Fator de Redução ou Atenuação

Um parâmetro muito utilizado na estimativa da espessura de blindagem é o *fator de redução - FR*, ou *fator de atenuação - FA* definido pela relação:

$$FR = I_0/I = 10^n \cdot 2^m$$

onde,

- I_0 = intensidade inicial do feixe
- I = intensidade atenuada do feixe
- n = número de camadas decirredutoras (*TVL*)
- m = número de camadas semirredutoras (*HVL*).

Conhecendo-se um fator de redução *FR*, a espessura de blindagem é facilmente obtida por:

$$n = \log_{10}(FR) \cdot x \cdot n_{TVL}$$

ou

$$m = \log_{10}(FR) / \log_{10}(2) \cdot x \cdot m_{HVL}$$

onde x é a espessura do material de blindagem.

7.2.5.6. Fator de Crescimento (*Build up*)

A partir da atenuação exponencial da radiação eletromagnética por um material, pode-se supor que os fótons espalhados pelas interações são completamente removidos do feixe transmitido, na direção de incidência. No entanto isso só ocorre no caso de feixe colimado e com espessura fina de material absorvedor, requisitos de uma *boa geometria*.

Em geral, uma grande parcela dos fótons espalhados reincidente na direção do detector e contribui para o feixe transmitido, alterando o comportamento exponencial da atenuação do feixe. Essa contribuição aditiva representa efetivamente um *crescimento* da intensidade do feixe em relação ao valor esperado. A diferença pode ser corrigida por um fator denominado *fator de crescimento (fator de build up)* que depende da energia da radiação, do material de blindagem e da sua espessura. A lei de atenuação pode ser escrita como

$$I = I_0 \cdot e^{-\frac{0,693}{HVL} x} \cdot B(\mu x)$$

onde o fator $B(\mu x)$ depende de μ e da espessura x , podendo ser estimado, com boa aproximação por fórmulas semi-empíricas, como a de Berger:

$$B(\mu x)' 1 \% a @ @ @ b \mu x$$

onde os parâmetros a e b são obtidos em gráficos, em função da energia da radiação e do tipo do material, na figura 7.3.

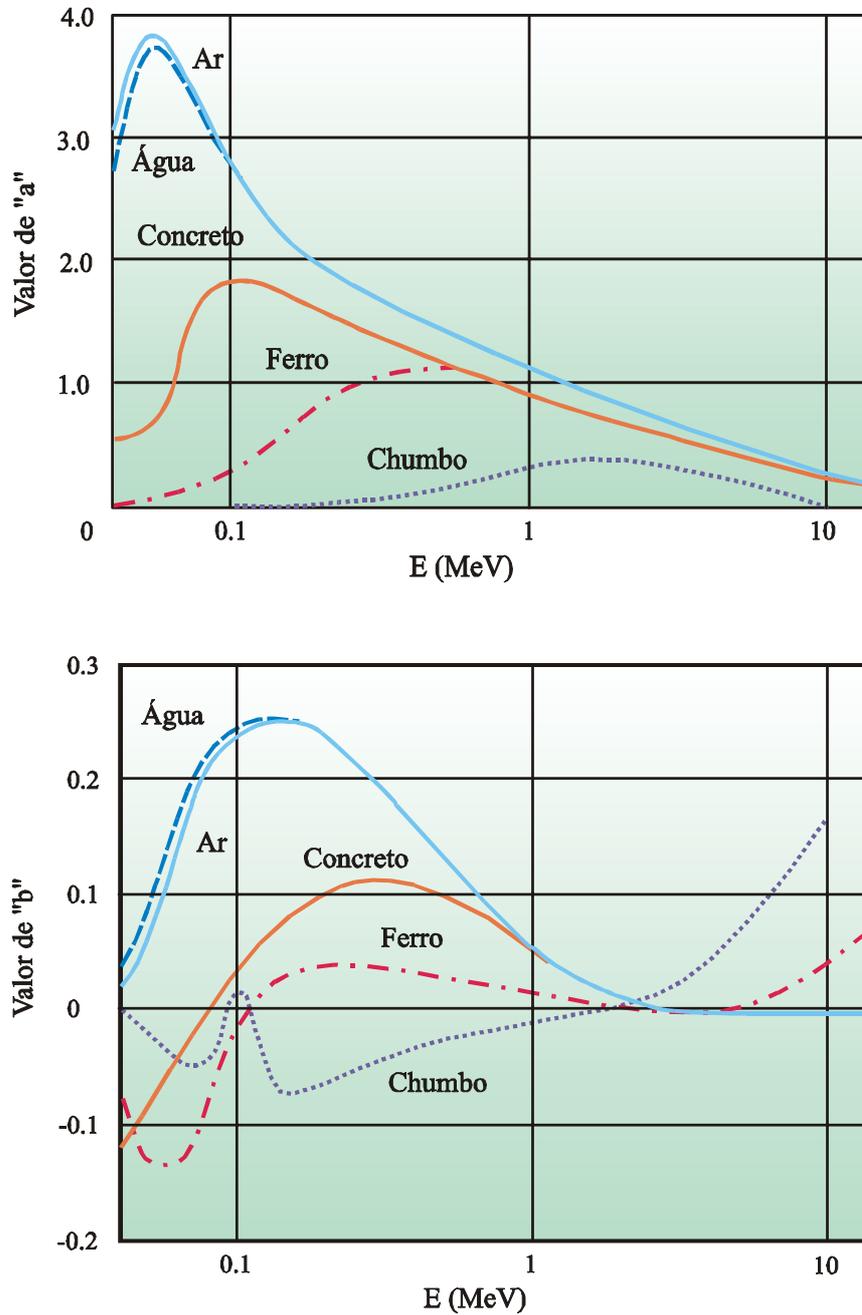


Figura 7.3 - Valores dos parâmetros “a” e “b” em função da energia da radiação da fórmula de Berger para o cálculo do fator de “Build up”

7.3. O PLANO DE RADIOPROTEÇÃO

Toda instalação que opera com material radioativo deve preparar um documento descrevendo as diretrizes de proteção radiológica que serão adotadas pela instituição. Tal documento, que recebe o nome de *Plano de Radioproteção*, deve descrever:

- a. a identificação da Instalação e de sua Direção;
- b. a função, classificação e descrição das áreas da Instalação;
- c. a descrição da equipe, das instalações e equipamentos do Serviço de Radioproteção;
- d. a descrição das fontes de radiação, dos sistemas de controle e de segurança e de sua aplicação;
- e. a função e a qualificação dos trabalhadores;
- f. a descrição dos programas e procedimentos de monitoração individual, das áreas e do meio ambiente;
- g. a descrição do sistema de gerência de rejeitos radioativos, estando a sua eliminação sujeita a limites estabelecidos em Norma específica;
- h. a estimativa de taxas de dose para condições de rotina;
- i. a descrição do serviço e controle médico dos trabalhadores, incluindo planejamento médico em caso de acidentes;
- j. o programa de treinamento dos trabalhadores;
- k. os níveis de referência, limites operacionais e limites derivados, sempre que convenientes;
- l. a descrição dos tipos de acidentes admissíveis, do sistema de detecção correspondente e do acidente mais provável ou de maior porte, com detalhamento da árvore de falhas;
- m. o planejamento de interferência em situações de emergência até o restabelecimento da normalidade;
- n. as instruções de radioproteção e segurança fornecidas, por escrito, aos trabalhadores.

Além disso, o Plano de Radioproteção deve descrever as atribuições da direção da instalação, do supervisor de radioproteção e dos trabalhadores da instituição.

7.3.1. Responsabilidade da Direção da Instalação

À direção da instalação cabe:

- a. licenciar a instalação junto à CNEN;
- b. ser responsável pela Segurança e Radioproteção da Instalação;
- c. reduzir a probabilidade de acidentes, autorizar as exposições de emergência e estabelecer limites derivados e operacionais;
- d. implantar um Serviço de Radioproteção, com pelo menos um Supervisor;
- e. estabelecer e submeter à CNEN o Plano de Radioproteção e suas revisões;
- f. manter um serviço médico adequado;
- g. instruir os trabalhadores sobre os riscos inerentes às suas atividades e Situações de Emergência;
- h. estabelecer acordos com organizações de apoio para as emergências;

- i. notificar à CNEN as ocorrências de acidentes que podem resultar em doses em trabalhadores e/ou indivíduos do público, e submeter um relatório com análise de causas e conseqüências;
- j. implementar um Plano Anual de Auditoria e Garantia da Qualidade;
- k. garantir livre acesso à instalação, dos inspetores da CNEN .

7.3.2. Responsabilidade do Supervisor de Radioproteção

Ao Supervisor de Radioproteção cabe:

- a. implementar e orientar o Serviço de Radioproteção;
- b. assessorar e informar à Direção da Instalação sobre assuntos relativos à radioproteção;
- c. fazer cumprir as normas e recomendações da CNEN bem como o Plano de Radioproteção;
- d. treinar, reciclar, orientar e avaliar a equipe do Serviço de Radioproteção e demais trabalhadores envolvidos com fontes de radiação;
- e. designar um substituto capacitado e qualificado em seus impedimentos.

7.3.3. Responsabilidade dos Trabalhadores da Instalação

Aos trabalhadores da instalação cabem:

- a. executar as atividade de rotina em conformidade com regulamentos de radioproteção e segurança estabelecidos pela Direção da Instalação;
- b. informar ao Serviço de Radioproteção e aos seus superiores, qualquer evento anormal que possa acarretar níveis de exposição ou risco de ocorrência de acidentes.

7.4. ATIVIDADES DO SERVIÇO DE RADIOPROTEÇÃO

O Serviço de Radioproteção de uma Instalação deve efetuar o *Controle dos Trabalhadores*, o *Controle das Áreas*, o *Controle das Fontes de Radiação*, o *Controle dos Equipamentos* e manter atualizados os *Registros*.

O Controle dos Trabalhadores é efetuado por meio da *Monitoração Individual* dos trabalhadores, e a conseqüente *avaliação das doses* recebidas pelos trabalhadores, durante seu período de trabalho. Além disso, o Serviço de Radioproteção deve acompanhar a *supervisão médica* dos trabalhadores da Instalação.

O Controle de Áreas é feito pela *avaliação e classificação periódica* das áreas da Instalação, o *controle de acesso e sinalização* dessas áreas e a execução de um *programa de monitoração* das mesmas.

O Controle das Fontes de radiação da Instalação deve ser feito por meio de um *programa de controle físico*, com a conseqüente verificação da *integridade* das fontes, quanto a possíveis vazamentos.

Os equipamentos geradores de radiação devem passar por *programas de inspeção* periódica enquanto que os instrumentos utilizados para a radioproteção devem ser *calibrados* com a periodicidade estipulada em Norma específica.

Registros de usos, ocorrências e das doses individuais dos trabalhadores da Instalação, devem permanecer atualizados no Serviço de Radioproteção.

7.5. REGRAS PRÁTICAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

7.5.1. Equipamentos e Instalações

- a. Utilizar o equipamento de proteção individual adequado: luvas, avental, óculos, máscara, etc.;
- b. Utilizar os equipamentos de monitoração durante todo o trabalho: caneta dosimétrica, monitor individual (filme ou TLD), monitor de área, monitor de contaminação superficial;
- c. Manter limpo e em ordem o laboratório onde se trabalha com material radioativo;
- d. As áreas onde se trabalha com material radioativo devem ser isoladas e bem sinalizadas;
- e. Manipular o material radioativo em local adequado e com sistema de exaustão apropriado: capelas, células quentes, caixas de luvas;
- f. Utilizar os instrumentos de manipulação adequados: pinças, porta-fontes, castelos, etc.;
- g. Manipular o material radioativo sobre bandejas de material liso (aço inox, teflon) forradas com papel absorvente;
- h. Proteger as bancada com material apropriado e de fácil remoção, como papel absorvente sobre plástico impermeável ou folha de alumínio, caso haja possibilidade de uma contaminação superficial;
- i. Trabalhar em lugar com boa iluminação e ventilação para o operador.

7.5.2. Planejamento da atividade

- a. Conhecer antecipadamente as características do material radioativo com o qual irá trabalhar;
- b. No caso de material de alta atividade ou de difícil manipulação, simular todas as operações com material de mesmas características, mas inerte, antes de iniciar o trabalho;
- c. Trabalhar com as menores atividades possíveis de material radioativo;
- d. Somente o material radioativo que vai ser utilizado deve estar no local de manipulação;
- e. Manter o responsável pela radioproteção informado sobre todo o transporte de radioisótopos, bem como sobre a chegada e saída dos mesmos.

7.5.3. Procedimentos operacionais

- a. Não comer, beber ou fumar no laboratório ou durante o trabalho com material radioativo;
- b. Não portar nem armazenar alimentos em local em que se trabalha com material radioativo;
- c. Em todo o trabalho com material radioativo, Ter sempre em mente os três parâmetros básicos de radioproteção: tempo, distância e blindagem;
- d. No trabalho com fontes abertas ter sempre a companhia de outra pessoa igualmente qualificada;
- e. Não permitir que pessoas não treinadas manipulem material radioativo;
- f. Usar blindagem o mais próximo da fonte;
- g. Nunca pipetar material radioativo com a boca;

- h. Fazer medições dos níveis de radiação no local, antes, durante e após a realização dos trabalhos;
- i. Após trabalhar com material radioativo, descartar as luvas de proteção e lavar bem as mãos e unhas com água e sabão e submetê-las a um medidor de contaminação;
- j. Qualquer transporte de material radioativo de um lugar para outro deve ser feito com todos os cuidados possíveis;
- k. Executar todos os procedimentos recomendados para a prática específica.

7.5.4. Gerência de rejeitos

- a. Saber antecipadamente a destinação dos rejeitos provenientes do trabalho a ser executado, se houver;
- b. Separar, embalar e identificar conforme sua categoria, o material classificado como rejeito;
- c. Não jogar material radioativo nas vias de esgoto normal a não ser que atenda aos limites definidos pelas normas específicas;
- d. Se um material estiver contaminado, avaliar se o custo e o esforço para descontaminá-lo compensam ou se é melhor considerá-lo como rejeito;
- e. Os recipientes devem portar de maneira visível, o símbolo da presença de radiação;
- f. O armazenamento provisório deve ser em local incluído no projeto da instalação;
- g. A segregação de rejeitos deve ser feita no local em que foram produzidos;
- h. Os rejeitos devem ser identificados em categorias segundo o estado físico, tipo de radiação, concentração e taxa de exposição;
- i. Rejeitos eliminados devem ser registrados em formulário próprio;
- j. Os recipientes devem ser adequados às características físicas, químicas, biológicas e radiológicas dos rejeitos e condições asseguradas de integridade;
- k. Os recipientes destinados ao transporte interno devem atender aos limites máximos para contaminação externa;
- l. Os veículos para transporte interno devem ter meios de fixação adequada;
- m. Após cada serviço de transporte devem ser monitorados e se necessário, descontaminados;
- n. O transporte externo é regulado por norma da CNEN;
- o. O local de armazenamento deve dispor de barreiras físicas e radiológicas para conter com segurança os rejeitos, evitar sua dispersão para o ambiente e minimizar a exposição de trabalhadores;
- p. O tratamento e a eliminação estão sujeitos às normas da CNEN;
- q. Os registros e inventários devem ser mantidos atualizados.

7.5.5. Segurança e acidentes

- a. Todas as possibilidades de acidente devem ser analisadas antes de se iniciar um trabalho;
- b. Qualquer evento relevante, não enquadrado no planejamento ou nos procedimentos operacionais, deve ser registrado para correção posterior;
- c. No caso de desvio de procedimento técnico envolvendo contaminações ou aumento de dose, o fato deve ser registrado e comunicado ao serviço de proteção radiológica ou de emergência da instalação;
- d. No caso de acidente mais grave, com perda de controle da situação, acionar o serviço de proteção radiológica ou de emergência da instalação;
- e. Ter sempre em mente que o melhor processo de descontaminação consiste em evitar a contaminação.

7.6. O SÍMBOLO DA RADIAÇÃO

O símbolo de advertência de radiação como é atualmente conhecido (exceto pelas cores utilizadas) foi concebido na Universidade da Califórnia, no laboratório de radiação em Berkeley durante o ano de 1946 por um pequeno grupo de pessoas.

O símbolo inicialmente impresso era magenta sobre azul e o uso do desenho se espalhou pelos Estados Unidos. O uso do azul como fundo não era uma boa escolha, uma vez que o azul não é recomendado para ser utilizado em sinais de aviso e semelhantes, visto que degrada com o tempo, principalmente se usado no exterior. O uso do amarelo como fundo foi provavelmente padronizado pelo Oak Ridge National Laboratory no começo de 1948.

No início dos anos cinqüenta foram feitas modificações no desenho original como, por exemplo, a adição de setas retas ou ondulantes entre ou dentro das hélices propulsoras. No meio dessa década, uma norma ANSI e regulamentações federais finalizaram a versão atual.

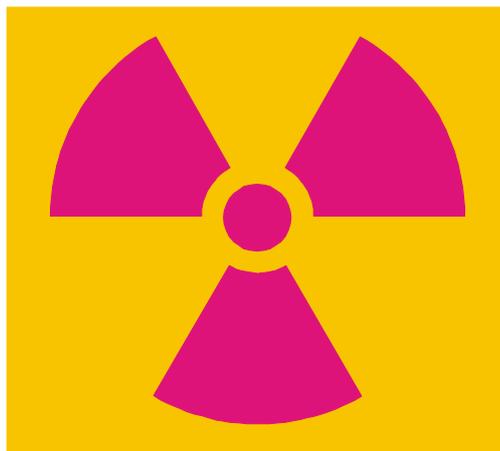


Figura 7.4 - Trifólio - Símbolo da Radiação Ionizante.

Não está claro porque este símbolo foi escolhido. Uma hipótese é a de que este símbolo era utilizado no dique seco da base naval perto de Berkeley, para avisar sobre propulsores girando. Outra, é de que o desenho foi concebido imaginando o círculo central como uma fonte de radiação e que as três lâminas representariam uma lâmina para radiação alfa, outra para radiação beta e outra para gama.

Existe ainda uma forte similaridade com o símbolo comercial de aviso de radiação existente antes de 1947, que consistia de um pequeno ponto vermelho, com quatro ou cinco raios irradiando para fora. O símbolo inicial era muito semelhante aos sinais de advertência de perigo elétrico.

Uma outra versão é de que o símbolo foi criado um ano após a II Guerra Mundial e que teria certa semelhança com a bandeira japonesa de guerra, a qual havia se tornado familiar à população da costa oeste americana.

De qualquer forma, a escolha do símbolo foi uma boa escolha, uma vez que é simples, fácil e prontamente identificável e não é similar a outros, além de ser identificável a grande distância. (Ref. - Paul Frame, Ph.D., CHP - Programa de Treinamento Profissional - Oak Ridge Institute for Science and Education - framep@ornl.gov - *Trifol or Radiation Warning Symbol*).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ATTIX, F.H., ROESCH, W.C. - *Radiation Dosimetry* - Ac. Press, NY, 1968.

EVANS, R.D. - *The Atomic Nucleus* - Mc Graw-Hill , NY, 1955.

ICRP - Publication 26 - *Annals of the ICRP*, vol.1, No.3 - 1977.

ICRP - Publication 60 - *Annals of ICRP* 21 (1-3) - 1990.

ICRU - *Radiation Quantities and Units* - Natl.Bur.Stand. (U.S.) Handbook 84, 1962.

KNOOL,G.F. - *Radiation Detection and Measurement* - J. Wiley and Sons, N.Y. - 1979

PELCZAR, M.J.J., CHAN, E.C.S., XRIES, N.R.. - *Microbiologia - Conceitos e Aplicações* - 2a. Ed. - Makron Books - 1996.

PROFIO, A. E. - *Radiation Shielding and Dosimetry* - J.Wiley and Sons, Inc. - 1979.

ANEXO A

NORMAS DA CNEN

GRUPO 1: INSTALAÇÕES NUCLEARES

- NE-1.01 "LICENCIAMENTO DE OPERADORES DE REATORES NUCLEARES"-
D.O.U. de 5 de outubro de 1979
- NE-1.02 "CRITÉRIOS GERAIS DE PROJETO PARA USINAS DE
REPROCESSAMENTO DE COMBUSTÍVEIS NUCLEARES" - D.O.U. de 27 de
junho de 1979
- NE-1.04 "LICENCIAMENTO DE INSTALAÇÕES NUCLEARES" - D.O.U. de 14 de
dezembro de 1984
- NE-1.06 "REQUISITOS DE SAÚDE PARA OPERADORES DE REATORES
NUCLEARES" - D.O.U. de 1980
- NE-1.08 "MODELO PADRÃO PARA RELATÓRIO DE ANÁLISE DE SEGURANÇA DE
USINAS DE REPROCESSAMENTO DE COMBUSTÍVEIS NUCLEARES" -
D.O.U. de 4 de fevereiro de 1980
- NE-1.09 "MODELO PADRÃO PARA RELATÓRIO DE ANÁLISE DE SEGURANÇA DE
FÁBRICAS DE ELEMENTOS COMBUSTÍVEIS" - D.O.U. de 14 de novembro
de 1980
- NE-1.10 "SEGURANÇA DE SISTEMAS DE BARRAGEM DE REJEITOS CONTENDO
RADIONUCLÍDEOS" - D.O.U. de 27 de novembro de 1980
- NE-1.11 "MODELO PADRÃO PARA RELATÓRIO DE ANÁLISE DE SEGURANÇA DE
USINAS DE PRODUÇÃO DE HEXAFLUORETO DE URÂNIO NATURAL" -
D.O.U. de 13 de janeiro de 1983
- NN-1.12 "QUALIFICAÇÃO DE ÓRGÃOS DE SUPERVISÃO TÉCNICA
INDEPENDENTE EM INSTALAÇÕES NUCLEARES" - D.O.U. de 02 de
dezembro de 1985
- NE-1.13 "LICENCIAMENTO DE MINAS E USINAS DE BENEFICIAMENTO DE
MINÉRIOS DE URÂNIO E/OU TÓRIO" - D.O.U. de 08 de agosto de 1989
- NE-1.14 "RELATÓRIOS DE OPERAÇÃO DE USINAS NUCLEOELÉTRICAS" - D.O.U.
de 1983

- NN-1.15 "SUPERVISÃO TÉCNICA INDEPENDENTE EM ATIVIDADES DE GARANTIA DA QUALIDADE EM USINAS NUCLEOELÉTRICAS" - D.O.U. de 8 de setembro de 1986
- NE-1.16 "GARANTIA DA QUALIDADE PARA USINAS NUCLEOELÉTRICAS" - D.O.U. de 14 de dezembro de 1984
- NN-1.17 "QUALIFICAÇÃO DE PESSOAL E CERTIFICAÇÃO, PARA ENSAIOS NÃO DESTRUTIVOS EM ITENS DE INSTALAÇÕES NUCLEARES" - D.O.U. de 19 abril de 1996
- NE-1.18 "CONSERVAÇÃO PREVENTIVA EM USINAS NUCLEOELÉTRICAS" - D.O.U. de 4 de setembro de 1985
- NE-1.19 "QUALIFICAÇÃO DE PROGRAMAS DE CÁLCULO PARA A ANÁLISE DE ACIDENTES DE PERDA DE REFRIGERANTE EM REATORES À ÁGUA PRESSURIZADA" - D.O.U. de 11 de novembro de 1985
- NE-1.20 "ACEITAÇÃO DE SISTEMAS DE RESFRIAMENTO DE EMERGÊNCIA DO NÚCLEO DE REATORES À ÁGUA LEVE" - D.O.U. de 11 de novembro de 1985
- NE-1.21 "MANUTENÇÃO DE USINAS NUCLEOELÉTRICAS" - D.O.U. de 28 de agosto de 1991
- NE-1.22 "PROGRAMAS DE METEOROLOGIA DE APOIO DE USINAS NUCLEOELÉTRICAS" - D.O.U. de 8 de agosto de 1989
- NE-1.24 "USO DE PORTOS, BAÍAS E ÁGUAS SOB JURISDIÇÃO NACIONAL POR NAVIOS NUCLEARES" - D.O.U. de 16 de dezembro de 1991
- NE-1.25 "INSPEÇÃO EM SERVIÇO EM USINAS NUCLEOELÉTRICAS" - D.O.U. de 27 de setembro de 1996
- NE-1.26 "SEGURANÇA NA OPERAÇÃO DE USINAS NUCLEOELÉTRICAS" - D.O.U. de 16 de outubro de 1997
- NE-1.27 "GARANTIA DA QUALIDADE NA AQUISIÇÃO, PROJETO E FABRICAÇÃO DE ELEMENTOS COMBUSTÍVEIS" - D.O.U. de 1 de setembro de 1995

GRUPO 2: PROTEÇÃO AMBIENTAL, SALVAGUARDAS, PROTEÇÃO FÍSICA E CONTRA INCÊNDIO

- NE-2.01 "PROTEÇÃO FÍSICA DE UNIDADES OPERACIONAIS DA ÁREA NUCLEAR" - D.O.U. de 19 de abril de 1996 com Adendo
- NE-2.02 "CONTROLE DE MATERIAL NUCLEAR, EQUIPAMENTO ESPECIFICADO E MATERIAL ESPECIFICADO" - D.O.U. de 7 de junho de 1982
- NE-2.03 "PROTEÇÃO CONTRA INCÊNDIO EM USINAS NUCLEOELÉTRICAS" - D.O.U. de 1 de agosto de 1988
- NE-2.04 "PROTEÇÃO CONTRA INCÊNDIO EM INSTALAÇÕES NUCLEARES DO CICLO DO COMBUSTÍVEL" - D.O.U. de 16 de outubro de 1997

GRUPO 3: RADIOPROTEÇÃO

- NE-3.01 "DIRETRIZES BÁSICAS DE RADIOPROTEÇÃO" - D.O.U. de 1 de agosto de 1988
- NE-3.02 "SERVIÇOS DE RADIOPROTEÇÃO" - D.O.U. de 1 de agosto de 1988
- NN-3.03 "CERTIFICAÇÃO DA QUALIFICAÇÃO DE SUPERVISORES DE RADIOPROTEÇÃO" - D.O.U. de 1 de setembro de 1995 / D.O.U. de 16/10/97 (nova redação subseção 5.2)
- NE-3.04 "AUTORIZAÇÃO PARA O FUNCIONAMENTO DOS LABORATÓRIOS DE SERVIÇOS DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL" - (Revogada através da resolução no 7 de 21/08/95. Portaria nº 01 de 25 de agosto de 1995, publicada no D.O.U. de 03/10/95, aprova a Sistemática para Certificação de Serviços de Monitoração Individual Externa, aplicada pelo LNMRI/IRD/CNEN)
- NN-3.05 "REQUISITOS DE RADIOPROTEÇÃO E SEGURANÇA PARA SERVIÇOS DE MEDICINA NUCLEAR" - D.O.U. de 19 de abril de 1996
- NE-3.06 "REQUISITOS DE RADIOPROTEÇÃO E SEGURANÇA PARA SERVIÇOS DE RADIOTERAPIA" - D.O.U. de 30 de março de 1990

GRUPO 4: MATERIAIS, MINÉRIOS E MINERAIS NUCLEARES

Deve ser observado que, até o momento, não foi emitida qualquer norma referente a este grupo.

GRUPO 5: TRANSPORTE

- NE-5.01 "TRANSPORTE DE MATERIAIS RADIOATIVOS" - D.O.U. de 1 de agosto de 1988
- NE-5.02 "TRANSPORTE, RECEBIMENTO, ARMAZENAGEM E MANUSEIO DE ELEMENTOS COMBUSTÍVEIS DE USINAS NUCLEOELÉTRICAS" - D.O.U. de 29 de outubro de 1986
- NE-5.03 "TRANSPORTE, RECEBIMENTO, ARMAZENAGEM E MANUSEIO DE ITENS DE USINAS NUCLEOELÉTRICAS" - D.O.U. de 2 de fevereiro de 1989

GRUPO 6: INSTALAÇÕES RADIATIVAS

- NN-6.01 "REQUISITOS PARA O REGISTRO DE PESSOAS FÍSICAS PARA O PREPARO, USO E MANUSEIO FONTES RADIOATIVAS" - D.O.U. de 16 de outubro de 1997
- NE-6.02 "LICENCIAMENTO DE INSTALAÇÕES RADIATIVAS" - D.O.U. de 16 de dezembro de 1984

Inclusão da seção 14 - Disposição Complementar, que estipula os procedimentos a serem adotados pelo Requerente no caso de Irradiadores de Grande Porte, usados para fins de irradiação de alimentos. PORTARIA 059/98 de 2 de junho de 1998.

- NE-6.03 "AUTORIZAÇÃO PARA FUNCIONAMENTO DE INSTALAÇÕES PARA IRRADIAÇÃO DE ALIMENTOS" - Cancelada pela PORTARIA 059/98 de 2 de junho de 1998
- NE-6.04 "FUNCIONAMENTO DE SERVIÇOS DE RADIOGRAFIA INDUSTRIAL" - D.O.U. de 26 de janeiro de 1989
- NE-6.05 "GERÊNCIA DE REJEITOS RADIOATIVOS EM INSTALAÇÕES RADIOATIVAS" - D.O.U. de 17 de dezembro de 1985
- NE-6.06 "SELEÇÃO E ESCOLHA DE LOCAIS PARA DEPÓSITOS DE REJEITOS RADIOATIVOS" - D.O.U. de 24 de janeiro de 1990

ANEXO B

RADIAÇÕES IONIZANTES E LEGISLAÇÃO PARA TRABALHADORES

José Ubiratan Delgado - LNMRI/IRD/CNEN

RESUMO

A partir de uma abordagem cronológica sobre o conjunto de leis pertinentes às condições de trabalho com radiações ionizantes, este trabalho se propõe discutir e elucidar os principais conceitos que constituem a legislação atual, apontar o alcance de cada um, bem como suas ambiguidades ou imprecisões. As ilações destas questões analisadas são facilmente perceptíveis nas dificuldades de ordem legal, administrativa e de gerenciamento de recursos humanos, quando se busca sua eficiente aplicação. São discutidos também temas associados à extensão e frequência da gradação do risco em 5, 10 e 20%, modelos para avaliação da exposição potencial em área de risco, cálculo da dose e critérios para definição e enquadramento em adicional de irradiação, gratificação por atividade e férias específicas, para trabalhadores em geral na esfera do Regime Jurídico Único.

B.1. INTRODUÇÃO

B.1.1. Aspectos Históricos

Nos primórdios da energia nuclear no país, quando o seu uso estava restrito a algumas aplicações em centros de pesquisa e hospitais, disseminou-se uma preocupação específica com os aspectos de higiene ocupacional e segurança dos trabalhadores vinculados a tais atividades. Esta inquietação culminou em tentativas de assegurar uma legislação adequada, posto que, pela sua natureza e efeitos decorrentes, as radiações ionizantes não poderiam ser tratadas de modo trivial.

Em torno dos anos 50 a legislação brasileira já instituía compensações e benefícios para trabalhadores sujeitos a riscos, quer estivessem enquadrados no regime estatutário ou em CLT. Em seguida, outras leis complementares e normas regulamentadoras foram criadas. Neste incipiente aparato legal já se vislumbravam formas de compensar os danos à saúde dos trabalhadores, provocados por agentes mesológicos nocivos, atenuando seus impactos e/ou indenizando-os. Voltada para as atividades concernentes a radiações ionizantes ou substâncias radioativas e calcada em recomendações internacionais, a lei 1.234/50 [1,2,3,4] refletia o caráter de duplo risco para ocorrências normais e não-usuais que poderiam atingir o trabalhador. As determinações constantes em seção XIII, capítulo V, com modificações estabelecidas pela lei 6.514/77 e regulamentadas em portaria Ministério do Trabalho 3.214/78 [4,5,6] aplicavam-se aos casos de insalubridade e periculosidade para os trabalhadores em geral, regidos pela CLT. Porém, à insalubridade creditada às radiações ionizantes, a norma regulamentadora de nº 15 define os limites máximos permissíveis para trabalhadores expostos, baseados em conceitos universais de proteção radiológica. Já o artigo 193 da referida CLT trata da circunstância de quem opera com inflamáveis e explosivos, omitindo-se completamente quanto aos trabalhadores sujeitos à exposição/contaminação com material radioativo. A lacuna de ordem legal deixou de existir parcialmente com a conquista do adicional de periculosidade correspondente a 30% sobre o vencimento, motivada pela atualização da NR-16, via portaria MTb nº 3.393/87 [6,7,8,9,10]. A portaria conceitua ser "*potencialmente prejudicial à saúde do trabalhador sua exposição às radiações ionizantes*", acrescentando que o presente estado de coisas tecnológico não pode "*evitar ou reduzir a zero o risco potencial oriundo de tais atividades*". Ao trabalhador, sob regime celetista, não lhe foi concedido, contudo, direitos relativos à aposentadoria e férias especiais, nem foi beneficiado com alguma compensação devido às condições insalubres de trabalho.

B.1.2. Atividades com Radiações Ionizantes no Regime Jurídico Único

O RJU [11], mais o conjunto de leis complementares que entraram na sua composição, despontaram da Carta Constitucional de 1988. Conseqüentemente, para os servidores em geral, convivendo em seus ambientes de trabalho com a agressividade provocada por agentes físicos, biológicos ou químicos diversos, sobrevieram os adicionais de insalubridade, de periculosidade (tanto um quanto outro previstos na subseção IV do RJU e no artigo 12 da lei 8.270/91) e o direito a regime especial de férias (RJU). Pelos itens I e II do artigo 12, a lei 8.270 estabelece o adicional de insalubridade fracionado em cinco (grau mínimo), dez (grau médio) e vinte por cento (grau máximo), e o de periculosidade, fixado em dez por cento [12]. Ambos recaindo sobre o vencimento do cargo efetivo. Aos demais trabalhadores de empresas particulares e estatais, cujas atividades estão caracterizadas como de risco potencial atinentes a radiações ionizantes ou substâncias radioativas, persiste o adicional de periculosidade discorrido no parágrafo 1º do artigo 193 da CLT. A condição exclusiva de trabalhadores do serviço público envolvidos com atividades nucleares na manipulação ou próximos às fontes radioativas, ou operando os equipamentos de

raios X e as correspondentes compensações por riscos à saúde e à vida são formuladas nos parágrafos 1º e 2º, respectivamente, no mesmo artigo 12. O espírito da lei, aqui materializado nos parágrafos 1º e 2º e no decreto 877/93 [13] que regulamenta a concessão do adicional de irradiação ionizante, prevaleceu ante a lei 1.234/50.

B.2. NORMAS E DISPOSIÇÕES PARA AS RADIAÇÕES IONIZANTES

B.2.1. Considerações em torno da Lei 8.270

Embora se possa chegar a uma interpretação apressada ao se afirmar que os parágrafos 1º e 2º definem claramente os adicionais de insalubridade e periculosidade, certo é que não existem evidências para tal, como pode ser acompanhado pela Figura 1. O que de fato existe é: *adicional* de irradiação ionizante e *gratificação* por atividade com raios X ou substâncias radioativas. Reside aí a origem de parte dos conflitos desenvolvidos durante o período de discussão dos critérios aplicáveis ao enquadramento de servidores.

Não se sabe dos legisladores se tinham em mente tratar radiação ionizante, considerando apropriadamente a sua natureza de poder causar danos à saúde (insalubridade) e pôr em risco a vida (periculosidade), baseando-se objetivamente nos efeitos imediatos e tardios. Se este era o espírito reinante, há de se reconhecer vagueza no artigo 12 ao discorrer sobre uma situação como adicional e outra, como gratificação. Tudo no mesmo texto que prometia, em sua introdução, versar sobre adicionais. Isto resultou em um tácito desligamento das disposições gerais de insalubridade e periculosidade, complementado pela presença de preceitos e vantagens diferenciadas e cumulativas [14]. Cumulatividade esta que, ao ser admitida, contrapõe e invalida o artigo 68, parágrafo 1º do RJU, onde é definido o termo de opção para o servidor que desenvolve atividades caracterizadas simultaneamente como perigosas e insalubres. Objeto de polêmicas, o artigo 12 gerou veemente debate, propiciando o surgimento de pareceres técnico-jurídicos e documentação correlata [15,16,17]. Atendendo consulta sobre a matéria, a Procuradoria Jurídica da CNEN entendeu que

"a opção prevista na norma torna-se prejudicada ... embora o fundamento legal para concessão das vantagens, tanto do adicional como da gratificação, seja o mesmo, insalubridade e/ou periculosidade, as condições e vantagens para que o servidor faça jus as mesmas se diferem".

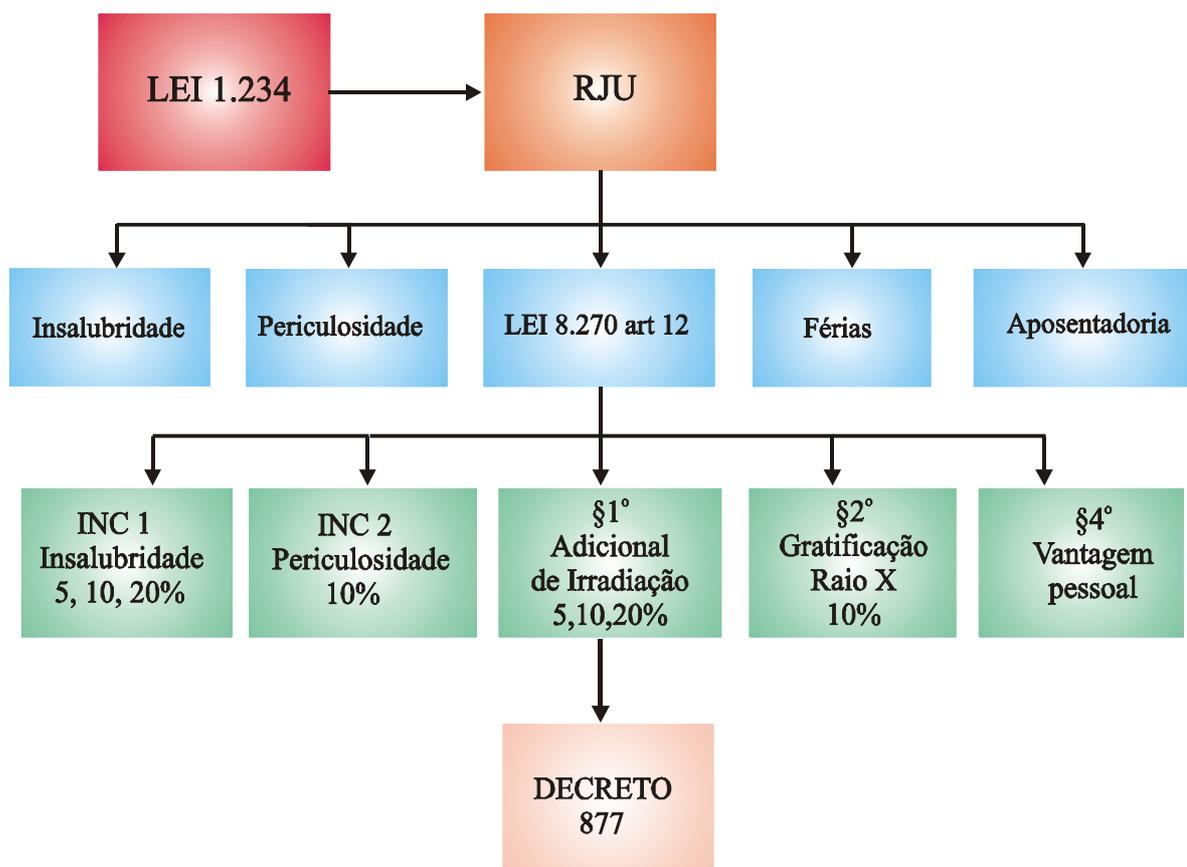


Figura B.1 - RJU e Legislação Relativa às Radiações Ionizantes

Esta argumentação alinha-se com Gonçalves: "para as radiações ionizantes são estabelecidas normas e disposições distintas e específicas". E, logo abaixo, continua: "...as disposições estabelecem duas vantagens distintas e não mutuamente exclusivas que são a adicional e a gratificação". As questões atinentes à gratificação, adicional e vantagens decorrentes, cumulatividade e termo de opção foram suspensas mais adiante com o parecer SAF nº 404/94 [18], reconhecendo e instruindo aos interessados: "A legislação específica não proíbe de forma expressa a acumulação da percepção das vantagens pretendidas...". Também sugere reexame dos enquadramentos feitos "com vistas a determinar quem efetivamente opera com raios X". Polêmicas à parte, percebe-se em sua totalidade que o artigo 12 dotou de certa complexidade a operação com radiações ionizantes ao firmar distinção entre trabalhadores a ela vinculados e servidores públicos envolvidos com outras atividades tidas como insalubres, perigosas ou penosas.

Pode-se considerar, por outro lado, a hipótese de que os legisladores, ignorando o princípio constitucional de irredutibilidade de vencimentos [19], pretendiam aglutinar em nova lei todas as vantagens, pecuniárias ou não, anteriormente usufruídas pelas diferentes categorias profissionais que, ora, estão abrigadas sob o manto do RJU. Sabe-se que, dependendo da origem celetista ou estatutária do servidor, existiam compensações diferenciadas de, por exemplo, 30% e 40%. Para simplificar, prevendo-se ainda a intenção de cumulatividade durante a elaboração da lei, tem-se uma pequena parte de servidores - comparada aos que antes eram beneficiados - que hoje fazem jus às duas vantagens, alcançando apenas 30% (10%+ 20%). Isto significa, na prática, um aviltamento de vencimentos, para grande contingente de servidores, imposto pela lei 8.270

[24]. Sintomaticamente, esta hipótese torna-se provável, ao serem mantidos nos parágrafos 4º e 5º desse artigo a título de vantagem pessoal "*os valores referentes a adicionais e gratificações percebidos sob o mesmo fundamento*". Estranha particularidade é que esta vantagem pessoal, contrapondo-se ao que prescreve a lei, encontra-se "congelada" em seu valor histórico. Como se nota, parece que os números percentuais 5, 10 e 20 não surgiram por acaso.

B.3. RISCO POTENCIAL E O ADICIONAL DE IRRADIAÇÃO IONIZANTE

B.3.1. A Concepção do Decreto 877/93

O decreto 877/93 tomou de empréstimo na portaria MTb 3.393/87 a concepção de risco potencial que, ao ter sido pela primeira vez citada em legislação, contemplou a periculosidade associada a exposição de trabalhadores à radiação ionizante. Nela, as radiações foram colocadas na mesma categoria de outros agentes ou substâncias que em condições normais de uso são inofensivos, porém, sucedendo situações anormais, põem em perigo a saúde humana, podendo provocar até a morte.

Não sendo noutra, senão nesta perspectiva de periculosidade, que a concepção de risco potencial foi tratada no decreto 877/93, ao levar em conta explicitamente a "*probabilidade de ocorrência de uma situação anormal, bem como as doses possíveis de serem recebidas como consequência da situação*". Ora, o conceito de natureza probabilística assim apresentado presta-se meramente para qualificar se uma área é ou não de risco em razão das propriedades do agente, pois não se encontra suficientemente definido ao ponto de garantir a existência de uma relação funcional do mesmo com os limites de dose estabelecidos em norma.

Ademais, sabe-se que estes limites [20] são formulados tendo em vista unicamente o trabalho com radiação ionizante em condições normais e estão associados a um nível de dose abaixo do qual não ocorre efeito biológico significativo e, acima, pode causar um dano equivalente à dose recebida pelo organismo (caráter insalubre). Não obstante a diferenciação conceitual existente entre insalubridade e periculosidade, o decreto 877/93 introduz percentuais gradativos de 5, 10 e 20, vinculando-os necessariamente, e ambigualmente, ao risco potencial das unidades envolvidas com radiação, conforme visualizado no Anexo A. Ou seja: tem-se uma situação imprevisível, podendo ocorrer um evento a qualquer momento, amarrada a parâmetros típicos de normalidade, como tempo de permanência na área e dose recebida anual. Mais adiante a dose anual é vagamente descrita no decreto como aquela "*cujo cálculo deve levar em conta a dose potencial*".

Para aumentar a dificuldade, o artigo 2º determina que a concessão do adicional deve ser feita de acordo com "laudo técnico" emitido por comissão interna específica em cada entidade, fato que não contribui para uniformizar a aplicação do decreto nos órgãos que lidam com radiações ionizantes. Assim, pouco esclarece sobre a extensão e frequência da gradação do risco em 5, 10 e 20%. Contudo, supõe-se que ao abranger todo o serviço público, não se deve esperar necessariamente, em cada unidade envolvida com radiação, por uma distribuição equitativa dos três percentuais arbitrados.

B.3.2. Modelos Propostos

Na ausência de critérios objetivos que conectem os valores de dose anual obtida por um trabalhador à fração correspondente ao risco potencial que definirá o adicional, alguns postulados para avaliação das exposições potenciais têm sido sugeridos na literatura.

A avaliação de exposições potenciais, segundo Beninson [21], objetiva planejar ou decidir por medidas de proteção, apoiando-se em: (a) construção de cenários que representam eventos anormais; (b) avaliação de suas probabilidades de ocorrência em função de falhas humanas ou técnicas; (c) avaliação da dose resultante; (d) comparação dos resultados com alguns critérios de aceitação. Em seguida, o autor exemplifica alguns cenários típicos, que compreendem exposições externas para fontes de radiação fixas e móveis: “entrada insegura” em uma área de radiação, como salas de irradiadores industriais, aceleradores, reatores; blindagens insuficientes ou inadvertidamente removidas, fontes afastadas do seu local apropriado, perdas ou furtos de fontes, acidentes durante o transporte. Também consideram-se os acidentes decorrentes de problemas administrativos como perda de informação sobre o proprietário ou responsável, desinformação sobre a localização ou características da fonte, falta de controle e perda de contabilidade.

Em outro trabalho que propõe o cálculo do adicional devido à irradiação [17], a dose potencial é definida como a dose possível de ser acumulada por ano de trabalho na área de risco, e que pode ser decomposta em: (a) doses ocupacionais esperadas decorrentes de exposição à radiação e de incorporação de radionuclídeos em condições normais de operação; (b) doses decorrentes de uma atuação anormal (situação de emergência), levando-se em conta a probabilidade de ocorrência de tal evento. O risco potencial (R) foi estabelecido, assim, em termos de fração de dose:

$$R = (H_{\text{operacional}} + \sum p_i H_{\text{acidente}}) / H_{\text{efetiva}}$$

onde,

$H_{\text{operacional}}$ dose equivalente efetiva esperada anual, nas condições operacionais da instalação, considerando-se exposição externa e interna

p_i probabilidade de ocorrência do acidente

H_{acidente} dose equivalente média esperada para um servidor envolvido no acidente ($H_{\text{acidente}} \# 1\text{Sv}$)

H_{efetiva} limite geral de dose equivalente efetiva fixada para trabalhadores e para o público (grupo crítico da população)

Este critério assim postulado tratou o risco potencial como uma combinação linear de dois termos. Um, decorrente de um suposto risco operacional previsto no plano de proteção radiológica da instalação (condições normais) e o outro, de um risco para situação de emergência. Ambos definidos como uma função da dose. Outro postulado para cálculo de dose potencial devida às fontes de radiação existentes no ambiente de trabalho é o que define um modelo simplificado de exposição que possibilita construir um cenário [22]. Este modelo representaria um encadeamento de eventos não-usuais, desprezando-se sua probabilidade de ocorrência, e apenas considerando o cálculo da dose resultante que seria recebida pelo trabalhador para o caso de uma situação anormal. Os resultados dos cálculos de doses, conseqüentemente, serviriam de base para o enquadramento dos servidores em 5, 10 ou 20%.

Em resumo, a eleição de um modelo simplificado, como proposto, seria o caminho obviamente mais pragmático entre os três, pois, para os outros postulados exigia-se o conhecimento de todos os fatores complexos que concorrem em um evento emergencial, além de dados para se determinar a probabilidade de ocorrência do acidente.

Apesar disso, deve ser observado que os critérios acima propostos, embora estejam calcados em fundamentos teóricos sólidos, apresentam-se intrincados e difíceis de serem aproveitados na prática, de acordo com o que pede a legislação. O principal obstáculo para disciplinar a concessão de vantagens ainda persiste: em nenhum deles foi *estabelecida uma relação direta de vínculo entre a dose anual (ou frações dela) assim calculada para cada servidor e os percentuais de radiação ionizante* a que os mesmos servidores que estejam desempenhando efetivamente suas atividades em áreas sujeitas a riscos potenciais advindos das radiações fariam jus.

Ainda que, para cada postulado, a situação de risco em ambientes reais seja reconhecida como contínua ou fixa, de um período para outro pode-se ter variações nos valores atribuídos às doses, em virtude de variações nas condições geométricas de exposição, quais sejam: mudanças nos dispositivos de proteção, na localização das fontes de radiação, na otimização de procedimentos técnicos. Isto exigiria uma análise acurada e periódica da dose atribuída a cada servidor na área sujeita a riscos, ensejando como consequência mudanças na sua faixa de enquadramento arbitrada pela lei. Como o risco, em se tratando de vantagem pecuniária, depende também das ações e omissões dos trabalhadores, isto poderia induzi-los a buscar ou permanecer em uma faixa percentual “mais favorável”, atitude que fere em cheio as recomendações básicas de proteção radiológica, refletidas no princípio ALARA, ao afirmar que:

"independente do valor atribuído ao risco potencial, deve-se sempre buscar reduzir a exposição a valores tão baixos quanto exequíveis, observada a relação custo-benefício" [23].

B.4. CRITÉRIOS E DISCUSSÕES

B.4.1. Adicional de Irradiação Ionizante

A compensação por riscos à saúde, para a situação dos trabalhadores do Serviço Público exercendo atividades em locais com presença de fontes de radiação ionizante, é citada no parágrafo 1º, artigo 12 da lei 8.270, baseando-se em percentuais de cinco (grau mínimo), dez (grau médio) e vinte (grau máximo), conforme disposto em regulamento através do decreto 877/93. Embora não se encontre especificado como tal, o artigo 12 mantém o conceito implícito de insalubridade, identificada pela concessão dos percentuais em três diferentes graus e, em seguida, a associa ao risco potencial, em sua regulamentação. Assim, ao ser tratado como adicional de "insalubridade", tornou-se inconsistente com o conceito de risco potencial, visto que este, por ser essencialmente de natureza perigosa, não admite gradações. Configura-se numa condição dual de existência ou não de risco. Isto inviabilizou a definição de percentuais diferenciados aplicáveis aos "servidores que estejam desempenhando suas atividades em áreas que possam resultar na exposição às radiações ionizantes", conforme é estabelecido no artigo 1º do decreto 877. Já o artigo 2º do mesmo decreto adianta que a concessão do adicional será feita de acordo com laudo técnico emitido por comissão interna específica em cada unidade, considerando-se normas do órgão técnico competente [25]. À frente, o artigo 5º institui que o adicional de irradiação ionizante seja concedido "de acordo com parâmetros fixados em Anexo Único, observado o constante do laudo técnico de que trata o artigo 2º". Em proporções reduzidas, poder-se-ia assegurar como condição necessária à sua aplicação que:

- a. o adicional de irradiação alcance todos os trabalhadores no exercício de atividades profissionais dentro do hipotético raio de risco potencial, cuja área deve ser considerada como instalação radiativa. E, como tal, regulamentada e sujeita a normas de proteção radiológica;
- b. seja delimitado um tempo para permanência na área em função da jornada semanal de trabalho;
- c. seja estabelecida uma dose potencial por ano de trabalho na área de risco.

Estas três condições demandam a operação efetiva de planos de proteção radiológica na instalação, compatíveis com as exigências legais para segurança. É certo que, quanto mais eficiente for o plano, menor expressão terá a componente potencial, diluída no conjunto da exposição ocupacional [24]. Sendo assim, a aplicação de percentuais diferenciados que justificariam a concessão torna-se impraticável quando vinculados ao risco potencial, a despeito de laudos técnicos inspirados em parâmetros fixados no Anexo Único. Ou seja, a uma natureza bipolar de existência ou não de riscos, não se pode inferir facilmente uma relação numérica por faixas que combine a dose potencial (a ser fixada em função do limite primário anual para trabalhadores ou indivíduos do público) e o tempo de permanência na área de risco potencial (fixado em função da jornada de trabalho). Mesmo que se chegue a delimitar 3 faixas de dose possível de ser acumulada dentro da área associada ao risco indo, por exemplo, de 0,1 - 5,0, 5,1 -

10,0 e 10,1 -20,0%, o enquadramento efetuado em razão do nível de exposição a que são submetidos os servidores ao permanecerem nas proximidades de dispositivos geradores de radiação caracterizaria apenas um dado momentâneo, estático da situação. Não estaria, assim, contemplado o caráter dinâmico da instalação, representado pela circulação de material radioativo e de pessoal nos diferentes setores que compõem o ambiente, o que implicaria em alterações na faixa de enquadramento. Também não se atribuiu a uma determinada comissão o encargo de zelar pela homogeneização de critérios, tendo-se em perspectiva o conjunto das unidades. Isto é, os mecanismos adotados para uma dada instalação não se constituem, objetivamente, critérios suficientemente válidos para todas as configurações similares.

Ao se observar o artigo 4º do decreto, onde se trata de alteração nas condições técnicas ou de descaracterizações nas condições de que resultaram na concessão do adicional, tem-se uma idéia do tamanho das complicações administrativas relativas à sua aplicação. De outro lado, ao se adotar o sistema de zoneamento ou delimitação de áreas, baseando-se em normas [25], para estabelecer o percentual em cada caso, poderiam ser utilizadas as qualificações de áreas livre e restrita, esta sendo subdividida em controlada e supervisionada. Logo, ter-se-ia uma vinculação direta entre: o adicional de 5% e os servidores que desempenham suas atividades em áreas livres; 10% e os servidores com atividades nas áreas supervisionadas; e 20%, em área controlada. Tudo, com doses equivalentes efetivas anuais dentro dos limites estabelecidos para cada classificação, como também tempo mínimo de permanência na área de trabalho em função da jornada semanal, conforme termos constantes do Anexo Único.

Atentando-se para a definição de *área restrita*, entende-se genericamente que todas as áreas de trabalho que possuam fontes de radiação ionizante, *não importando sua magnitude*, por exemplo substâncias radioativas ou equipamentos geradores de radiação, são tidas como tais. No entanto, ainda apoiado na norma que estipula para área restrita doses anuais acima de 1/50 do limite de dose para trabalhadores, torna-se muito difícil demonstrar - para cada trabalhador localizado em um ponto qualquer da instalação radiativa, mesmo que não manipule ou se encontre afastado das fontes - que não existe uma probabilidade de ser exposto a doses anuais iguais ou abaixo de 1/50 do limite estipulado. Doses estas consideradas baixas, mas que em área livre ou restrita qualquer trabalhador pode estar sujeito. Ademais, as normas utilizam o conceito de doses equivalentes efetivas, enquanto o Anexo Único faz uso da dose potencial, embutida na dose anual acumulada que, por sua vez, deverá prever também possíveis incorporações de radionuclídeos pelo organismo do indivíduo.

Consequentemente, a partir da argumentação desenvolvida e tendo em conta os obstáculos de ordem técnica, legal e administrativa que impedem a aplicação eficaz e criteriosa do adicional de irradiação ionizante, deve-se optar pela

adoção de um único percentual, para o enquadramento daqueles servidores que exercem suas atividades dentro da área de risco da unidade, independentemente do cargo ou função.

B.4.2. Gratificação por Trabalho com Raios X ou Substâncias Radioativas

Algumas vezes confundida com o adicional de periculosidade para trabalhadores do serviço público em geral, a gratificação por trabalho com raios X ou substâncias radioativas tem sua origem no artigo 12, parágrafo 2º, da lei 8.270. A gratificação será “*calculada com base no percentual de 10%*”.

Ao contrário do adicional de irradiação, esta apresenta-se com um critério direto e auto-aplicável. Sendo assim, é distinguida ao trabalhador como uma espécie de compensação de função, não levando em conta o cálculo de dose potencial ou real. Entretanto, em parecer emitido [8], a origem e regulamentação desta gratificação é creditada ao decreto 81.384/78, alterado pelo decreto 84.106/79, onde é, segundo o referido parecer, concedida exclusivamente aos servidores pertencentes às categorias funcionais ali relacionadas e onde também é introduzida a expressão condicionante de tempo e espaço “*para operar direta e habitualmente com raios X...*”. Assim, ao ressuscitar um decreto anterior a lei 8.112/90, a iniciativa de disciplinamento da matéria pela antiga Secretaria de Administração Federal tenta retirar do parágrafo 2º, artigo 12 da 8.270 seu caráter de auto-aplicabilidade, ao mesmo tempo que restringe sua concessão a algumas categorias funcionais existentes no passado, mas que, com o advento de planos de carreira setoriais previstos no RJU, extinguíram-se umas; outras ocupações tendem a ser substituídas, assumindo novas denominações.

Quando se procura uma sistemática que discipline o enquadramento, um estudo [17] sugere que se faça somente para àqueles servidores que desempenham atividades de caráter permanente e habitual em áreas de risco, uma vez que usam equipamentos de proteção individual, possuem a necessária habilitação e se submetem a exames médicos periodicamente. Outro estudo [18] julga suficiente a designação por portaria do dirigente da entidade, para operar as fontes de irradiação, acrescentando-lhes a exigência de permanecerem por um período mínimo de 12 horas semanais junto às mesmas.

Quanto à sistematização proposta acima, algumas ponderações são inevitáveis. De início, estes estudos, em diversas ocasiões, tratam negligentemente área de risco ora como de acesso controlado, ora como de acesso restrito, em uma instalação. Daí, permite-se resvalar para simplificações do tipo: “*a operação com substâncias radioativas ou raios X dar-se-á apenas em áreas de acesso controlado, o que tecnicamente é o mesmo que área de risco*”. Descuidando-se, contudo, ser corriqueira a manipulação de material radioativo em área supervisionada, igualmente contida na área restrita, segundo normas de proteção radiológica. Esta prática comum tem como alvo reduzir significativamente a dose pois, evitando-se o acesso desnecessário de equipamentos, materiais ou mesmo de indivíduos às áreas controladas, as substâncias radioativas de interesse podem ser diretamente manipuladas em áreas supervisionadas.

Em seguida, quanto ao certificado de habilitação para se desenvolver atividades com raios X ou manipular substâncias radioativas, é indispensável para a categoria *de trabalhadores sujeitos às radiações*, ou àqueles que vierem a ter acesso a áreas restritas. Relativamente à obrigatoriedade de trabalho habitual com raios X ou substâncias radioativas numa jornada *mínima* de 12 horas

semanais, para se fazer jus à gratificação, esta condição temporal ao estimular exposições desnecessárias, compromete em cheio os serviços de higiene e segurança ocupacionais. A obsolescência contida na orientação, legada pelos regulamentos próprios à lei 1.234/50, colide com os preceitos universais de proteção radiológica, tendo como norte a vigência do princípio ALARA. Ressalte-se que a lei 1.234/50 previa apenas uma jornada *máxima* de 24 horas semanais junto às fontes, e não mínima.

Desse modo, é sugerido como critério geral para fundamentar o enquadramento de servidores que farão jus à gratificação por atividade

"seja creditada à categoria de trabalhadores sujeitos às radiações, no desempenho de suas funções em áreas restritas (não livres), evidentemente;"

e, não menos significativo,

"seja creditada àqueles que comprovem treinamento e habilitação, por órgão competente."

B.4.3. Férias Específicas

O aumento na frequência de férias (semestrais, ao invés de anuais) para quem opera direta e permanentemente com raios X e/ou substâncias radioativas em relação aos demais servidores não deve ser visto como um afastamento automático de natureza curativa, propagado pelo senso comum, em decorrência de distúrbios à saúde do trabalhador provocados pela exposição contínua às fontes de radiação. Se houver qualquer manifestação de efeitos biológicos desta ordem, o caso deverá ser entregue para as equipes especializadas de medicina do trabalho no sentido de adotarem as medidas convenientes.

Contrariamente, as férias específicas com periodicidade maior, juntamente com o controle e registro de dose pessoal, exames médicos periódicos, bem como outras providências para otimização de procedimentos, baseados na medição de radioatividade e avaliação de riscos, resultam num significativo aumento dos níveis de proteção nos ambientes de trabalho. Um elaborado sistema de conceitos, princípios e técnicas, recomendados em publicação [20], possui a característica de atuar isoladamente ou em conjunto em favor do trabalhador, no intuito de evitar exposições contínuas. Porém, mesmo assim subsiste o denominado “estresse” ou tensão ocupacional como resíduo [26]. Este pode aqui ser livremente definido como efeito de natureza psicossomática que, não estando diretamente associado a exposições reais às radiações, desenvolve-se: naqueles locais onde os usos e cuidados exigidos pela presença de substâncias radioativas ou materiais nucleares culminam numa série de esforços extenuantes empreendidos para se reduzir ou impedir a exposição; e em situações de acidente ou incidente, atribuído ao temor que a radiação venha ao longo do tempo causar um dano à saúde.

Esta situação se manifesta com mais intensidade em populações atingidas por acidente radioativo ou em indivíduos residentes em regiões circunvizinhas às instalações radiativas. Neste

último caso, recebe a denominação de *tensão situacional*. Um quadro completo das causas e sintomas ainda depende da realização de mais pesquisas porém sabe-se que, a depender do nível acumulado, a tensão ocupacional pode evoluir e provocar até o aparecimento de enfermidades que atualmente não estão relacionadas aos efeitos biológicos radioinduzidos, como doenças do aparelho digestivo, sistema nervoso e moléstias assemelhadas.

Assim, a legislação, ao fixar férias inacumuláveis de vinte dias por semestre, pretende recompensar o servidor exposto física e mentalmente a uma atividade extenuante. Em consequência, a lei 8.112/90, no seu artigo 79, estabelece especificamente que:

“o servidor que opera direta e permanentemente com raios X e/ou substâncias radioativas gozará de vinte dias consecutivos de férias por semestre de atividade profissional, proibida em qualquer hipótese a acumulação”.

A exemplo da gratificação, este artigo do RJU alcança uma determinada atividade profissional: quem opera dispositivos geradores de radiação ionizante ou manipula substâncias radioativas. Só que, diferentemente da outra, nesta são explicitamente enfatizadas as condicionantes genéricas de espaço e tempo (direta e permanentemente). Contudo, a fundamentação levantada relativamente à gratificação aqui persiste, pois a presença de qualquer substância radioativa ou de equipamentos geradores de radiação no ambiente de trabalho caracteriza uma área restrita, vez que exigirá a adoção de mecanismos especiais de proteção. E, ainda, por força da norma, àqueles que vierem a ter acesso habitual ou operar em áreas restritas, só o fazem sendo classificados como trabalhadores sujeitos às radiações, em conformidade com o estabelecido pelo órgão técnico. Desse modo, sugere-se como critério geral para nortear a aplicação do artigo 79:

"O enquadramento dos servidores comprovadamente considerados trabalhadores sujeitos às radiações"

B.5. CONCLUSÕES

Como alternativa para superar as dificuldades de ordem administrativa e, sobretudo, as debilidades de caráter legal aqui abordadas, sugere-se:

- a. Aprimorar os parágrafos 1º e 2º do artigo 12 da lei 8.270, de modo que, ao considerar a natureza de duplo risco (à saúde e à vida) para as operações com radiações ionizantes, a legislação se aproxime da concepção geral de insalubridade e periculosidade;
- b. Homogeneizar a aplicação do decreto 877/93 em todas as unidades do serviço público que lidam com radiações ionizantes, constituindo-se, para tal, comitês de peritos com atuação autônoma. Estes comitês também se encarregariam de acompanhar o sistema de

registro de doses e a realização de exames médicos periódicos dentre outros, inibindo-se, assim, possíveis transgressões aos critérios e normas;

- c. Regulamentar a aposentadoria específica para trabalhador sujeito às radiações no universo da previdência social;
- d. Estabelecer, enfim, vínculos entre o conjunto de leis voltadas para trabalhadores sob regime da CLT e sob o RJU, no exercício de atividades equivalentes.

Enquanto essa estrutura sugerida não se materializar, deve-se:

- i adotar percentual único concernente ao adicional de irradiação ionizante, para quem exerce atividades dentro da área de risco da instalação;
- i enquadrar em gratificação por atividade com raios X ou substâncias radioativas e em férias específicas somente àqueles que, por força de norma, sejam considerados trabalhadores sujeitos às radiações, desde que habilitados e no desempenho de funções em áreas restritas.

Tabela B.1 - Definição de adicional de irradiação ionizante constante do Decreto 877/93

UNIDADES ENVOLVIDAS COM	RISCO POTENCIAL*		ADICIONAL
	TEMPO DE PERMANÊNCIA NA ÁREA DE TRABALHO	LIMITE DE DOSE ANUAL** PARA O SERVIDOR	
I R R A D I A N Ç Ã O	Mínimo de 1/16 da carga horária semanal de trabalho	Mínimo de 1/10	20%
	Menor que 1/16 da carga horária e maior de que 1/50	Entre o valor para o grupo crítico do público e 1/10	10%
	EXERCÍCIO DE ATIVIDADES NO RAIO DE RISCO DE EXPOSIÇÃO		5%
Todos os cálculos devem estar baseados em 2.000 horas de trabalho/ano civil			

O valor limite para o grupo crítico do público é aquele especificado para indivíduos do público obedecidas as NORMAS CNEN

*Risco Potencial: leva em conta a probabilidade de ocorrência de uma situação anormal, bem como as doses possíveis de serem recebidas como consequência da situação

**Dose Anual: dose de radiação recebida pelo indivíduo e acumulada durante 1 ano, cujo valor deve levar em conta a dose potencial.

B.6. GLOSSÁRIO DE TERMOS BÁSICOS UTILIZADOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA [25,27]

Área Livre

Área isenta de regras especiais de segurança, aonde as doses equivalentes efetivas anuais de radiação ionizante não ultrapassam o limite primário para indivíduos do público.

Área Restrita

Área sujeita a regras especiais de segurança, na qual as condições de exposição podem ocasionar doses equivalentes efetivas anuais de radiação ionizante superiores a 1/50 do limite primário para trabalhadores. É dividida em Área Supervisionada e Área Controlada, as quais

as doses equivalentes são mantidas, respectivamente, inferiores a 3/10 e iguais ou superiores a 3/10 do limite primário para trabalhadores.

Atividade

Em uma amostra radioativa é a relação entre o número de transformações nucleares e o intervalo de tempo.

Blindagem

Material, geralmente composto de um elemento absorvedor de elevado número atômico, empregado para reduzir a intensidade da radiação.

Delimitação de Área

Controle das áreas de acordo com a sua classificação dentro do Plano de Proteção Radiológica. Para o caso de Área Restrita, esta deve estar claramente identificada, monitorada regularmente, sinalizada e acompanhada de instruções e procedimentos de emergência, afixados em locais visíveis.

Dose Absorvida

Razão entre a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria e a massa do volume atingido.

Dose Equivalente

É o produto da dose absorvida pelo fator de qualidade da radiação e serve para avaliar o possível efeito biológico induzido pela radiação.

Efeitos Biológicos

Conjunto de danos nos tecidos ou órgãos provocados pela penetração e conseqüente absorção da radiação ionizante. Os efeitos radioinduzidos podem *ser determinísticos*, para os quais a probabilidade de ocorrência ou risco, e não sua severidade, depende da dose recebida, sem limiar (cânceres e efeitos genéticos); e *não-estocásticos*, onde a severidade do dano aumenta com a dose, e para os quais é possível estimar uma dose limiar (deficiências hematológicas, cataratas, infertilidades).

Emergência

Ocorrência de situações identificadas como anormais devida a perda de controle de fonte radioativa, as quais podem ocasionar danos ou exposições desnecessárias ao trabalhador, membro do público ou meio ambiente.

Equipamentos de Proteção Individual

Instrumento para medição, controle e registro de dose, associado a outros mecanismos de proteção contra as radiações, utilizados nos locais de trabalho.

Equipamentos de Raios X

Dispositivos que empregam a radiação do tipo X para produzir imagens em emulsões fotográficas. Uma parte dos raios X atravessam o objeto, enquanto outros raios são parcialmente ou completamente absorvidos pelas partes mais opacas do alvo, de forma a se moldar uma sombra no filme.

Exposições Externas

São oriundas de fontes radioativas dispersas no ambiente. As radiações X, γ e nêutrons, por penetrarem com facilidade no tecido humano, constituem o maior perigo nesta exposição.

Exposições Potenciais

Exposições susceptíveis de se realizarem em presença das radiações ionizantes.

Fonte Radioativa

Aparelho ou material que emite ou é capaz de emitir radiação ionizante.

Indivíduo do Público

Qualquer membro da população não exposto ocupacionalmente às radiações, inclusive àqueles ausentes das áreas restritas da instalação.

Insalubridade

Qualidade inerente ao agente químico, físico ou biológico que pode causar danos à saúde. Relativamente às radiações ionizantes, está vinculada à manifestações nocivas tardias.

Instalação Radiativa

Instalação aonde o material radioativo ou nuclear é produzido, utilizado, manuseado, pesquisado, reprocessado, ou estocado em quantidades relevantes.

Irradiadores

Equipamentos que submetem uma determinada substância ou material à ação de um feixe de partículas ou radiações.

Isótopos

São nuclídeos com mesmo número de massa, mas com diferentes números de nêutrons.

Limite Máximo Permissível

Em se tratando de dose, é o valor acima do qual o efeito da radiação pode se tornar observável ou nocivo. Ao longo do tempo está havendo uma diminuição progressiva desses limites.

Limite Primário Anual

Limites básicos estabelecidos, em normas, para a dose equivalente anual em tecidos e órgãos, e para a dose equivalente efetiva anual.

Material Radioativo

Material que contém substâncias emissoras de radiação ionizante.

Modelo Matemático

Analogia descritiva usada para auxiliar a visualização de cenários, ou realização de estimativas, baseada em relações funcionais simples, dos fenômenos físicos que não podem ser direta ou facilmente observados.

Parâmetro

Medida de grandeza calculada a partir de todas as observações de uma população.

Periculosidade

Complexo de circunstâncias que indicam a possibilidade de um agente químico, físico ou biológico pôr em perigo à vida; qualidade ou estado do agente cuja atividade em uma instalação oferece risco potencial à vida. Está associada aos efeitos imediatos provocados por contaminações com, e/ou exposições às radiações ionizantes em condições não-usuais.

Plano de Proteção Radiológica

Documentos exigidos para fins de licenciamento de instalação, que estabelecem o sistema de proteção radiológica a ser implementado por serviços específicos e independentes em cada unidade.

Postulado

Proposição não "provada" no sistema de uma teoria e da qual se deduzem, por regras de inferência, outras proposições.

Princípio ALARA

Preceitos para proteção radiológica adotados internacionalmente, os quais recomendam serem mantidas as exposições em níveis tão baixos quanto exequíveis, respeitando-se as condições sócio-econômicas.

Proteção Radiológica

Legislação, regulamentação e procedimentos técnicos para proteger o meio ambiente, o público em geral e àqueles que trabalham em indústrias, usinas, mineradoras e laboratórios dos efeitos das radiações. Também se relaciona com as medidas tomadas para redução da exposição à radiação.

Radiação Ionizante

Qualquer partícula ou radiação eletromagnética que, ao interagir com a matéria, ioniza direta ou indiretamente seus átomos ou moléculas.

Radionuclídeo

Isótopo radioativo, ou radioisótopo.

Reatores Nucleares

Dispositivos nos quais uma reação de fissão nuclear em cadeia ocorre. Ou seja, neste processo um núcleo de combustível físsil absorve um nêutron e se fissiona, produzindo mais nêutrons que, de sua parte, ao serem absorvidos, provocam outras fissões, liberam mais nêutrons, produzindo energia. O urânio-233 e urânio-235, e o plutônio-239 são os combustíveis mais empregados. No reator, uma reação em cadeia é iniciada, mantida e controlada.

Risco Potencial

Condição de perigo virtual inerente às atividades com radiações ionizantes, existente como faculdade ou possibilidade mediante a sua prévia avaliação.

Substância Radioativa

Componente da matéria que emite radiação ionizante, podendo ser natural ou artificial.

Trabalhador Sujeito às Radiações

Pessoa que, em consequência do seu trabalho a serviço da instalação, possa vir a receber anualmente doses superiores aos limites primários para indivíduos do público.

B.7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] X-ray and Radium Protection, “Recommendations of the 2nd International Congress of Radiology, 1928”, Br. J. Radiol. 1, 359-363, 1928.
- [2] Convenção Nº 115, Organização Internacional do Trabalho, “Proteção dos Trabalhadores Contra as Radiações Ionizantes”, Genebra, Junho de 1960.
- [3] Lei Nº 1.234, de Novembro de 1950, “Confere Direitos e Vantagens a Servidores que Operam com Raios-X e Substâncias Radioativas”.
- [4] Consolidação das Leis do Trabalho—CLT, Capítulo V, Seção XIII.
- [5] Decreto Nº 62.151, de Janeiro de 1968, “Promulga Convenção Nº 115, da OIT”.
- [6] Lei Nº 6.514, de Setembro de 1977, “Insalubridade e Periculosidade para os Trabalhadores Celetistas”.
- [7] Portaria Ministério do Trabalho Nº 3.214, de Junho de 1978, “Insalubridade e Periculosidade na CLT”.
- [8] Normas Regulamentadoras de Nº 15 e Nº 16, “Secretaria de Segurança e Medicina do Trabalho—SSMT/MTb”.
- [9] Resolução CNEN-06/73 “Normas Básicas de Proteção Radiológica”, de Setembro de 1973.

- [10] Portaria N° 3.393, de Dezembro de 1987, “Adicional de Periculosidade para Radiações Ionizantes”.
- [11] Lei 8.112, de Dezembro de 1990, “Regime Jurídico Único”.
- [12] Artigo 12, Lei 8.270, de Dezembro de 1991, “Adicional de Irradiação Ionizante, Gratificação por Trabalhos com Raios-X ou Substâncias Radioativas, Vantagem Pessoal”.
- [13] Decreto 877, de Julho de 1993, “Regulamenta Adicional de Irradiação Ionizante”.
- [14] Assec/01 e 02/, “Avaliação das Associações de Servidores da CNEN sobre Aplicação de Adicional de Irradiação Ionizante”, Julho de 1993.
- [15] Parecer Comissão Interna CNEN, de Novembro de 1993, “Constituída Portaria N° 212, de Março de 1993”.
- [16] Parecer CNEN—PJU—021/93, de Outubro de 1993.
- [17] Gonçalves, O.L. e Rigolon, L.S., “O Trabalho com Radiação Ionizante no RJU, Segundo a Lei 8.270 e Respectiva Regulamentação”, III Congresso Geral de Energia Nuclear, Junho de 1994”.
- [18] Parecer CONJUR/SAF N° 404, de Julho de 1994, “Sec. de Adm. Federal”.
- [19] Parecer SINTRASEF—RJ, de Outubro de 1995, “Adicional de Periculosidade Transformado em Vantagem Pessoal: Redução Salarial”.
- [20] ICRP Publication 60, de 1990., "Recommendations of the International Commission on Radiological Protection", Julho de 1993, Pergamon, Oxford.
- [21] Beninson, D., "Potential Exposures", National Board for Nuclear Regulation. Argentina.
- [22] ICRP Publication 64, de 1994, “Protection from Potential Exposures: A Conceptual Framework”, Pergamon, Oxford.
- [23] ICRP Publication 26, de 1977, “Recommendations of ICRP” Pergamon, Oxford.
- [24] Assec/03, de Dezembro de 1993, “Adicional de Irradiação Ionizante: Texto Complementar das Associações dos Servidores da CNEN”, Rio de Janeiro.
- [25] CNEN NE 3.01, “Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica”, Julho de 1988.
- [26] Radioprotection —Aujourd’Hui et Demain— l’OCDE 1994.
- [27] Tauhata, L. e de Almeida, E.S., "Radiações Nucleares: Usos e Cuidados", CNEN-EN.02, vol. I/IV, 1990.