



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

DESENVOLVIMENTO DE UMA NOVA METODOLOGIA
PARA O CÁLCULO DE DOSE EM
DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA

TERESINHA FERREIRA LIMA DALTRO

Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área de Tecnologia
Nuclear

Orientador:
Dra. Leticia Lucente Campos Rodrigues

São Paulo
1994



CNEN/SP

ipen

*Instituto de Pesquisas
Energéticas e Nucleares*

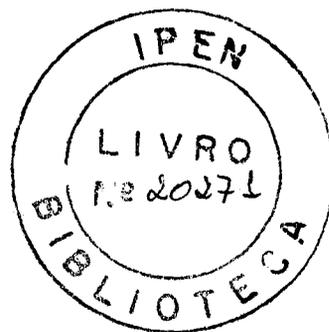
AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO

DESENVOLVIMENTO DE UMA NOVA METODOLOGIA PARA O CÁLCULO DE DOSE EM DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA

TERESINHA FERREIRA LIMA DALTRO

Dissertação apresentada como parte dos requisitos
para obtenção do Grau de Mestre em Ciências
na Área de Tecnologia Nuclear.

Orientador: Dra. Letícia Lucente Campos Rodrigues



São Paulo

1994

Aos meus filhos Ana Luiza e Fernando

Agradecimentos

Agradeço à Dra. Leticia L. Campos Rodrigues pela orientação, apoio, leitura e discussão deste trabalho.

Os meus agradecimentos se estendem:

Ao amigo Homero Enrique Bañados Perez, pelo apoio profissional na escolha e utilização dos softwares , pelo incentivo e cooperação na realização deste trabalho.

Aos colegas do Laboratório de Dosimetria Fotográfica, Maria de Fátima Martins , Ethel Martins Pedroso e Silvia Helena Segobia Papini , pela indispensável colaboração durante a revelação e leitura dos filmes.

Ao Lucio Lopes Daltro, pela ajuda na confecção das figuras.

Ao Jean Louis Boutaine pelo constante apoio, discussões e pelas Publicações recebidas do "Départament des Applications et de la Métrologie des Rayonnements Ionisants , Centre d'Etudes Nucléaires de Saclay".

Ao Marcos Xavier pelas sugestões e apoio técnico nos testes de irradiação.

Aos colegas do IRD/SUMOP, Paulo Cunha e John Hunt pelas sugestões e ao LNMRI/IRD pelas irradiações.

À Maria Aparecida Barbosa e Maria José de Oliveira pela ajuda nas tarefas da rotina do Laboratório.

À todos os colegas do SPD que de alguma forma colaboraram na realização deste trabalho.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares de São Paulo, na pessoa do Superintendente Dr. Spero Penha Morato, pela possibilidade oferecida de realização deste trabalho.

ÍNDICE

RESUMO	v
ABSTRACT	vi
1.0 INTRODUÇÃO	01
1.1 Generalidades	01
1.1.2 Objetivos da proteção radiológica	02
1.1.3 Dosimetria	02
1.1.4 Grandezas dosimétricas	03
1.2 Sistema de limitação de dose	10
1.2.1 Limites de dose	11
1.3 Monitoração individual	12
1.3.1 Monitoração individual externa	13
1.4 Detectores utilizados na monitoração individual	15
1.5 Objetivo do trabalho	20
2.0 DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA	21
2.1 Interação da radiação X ou gama com a matéria	21
2.1.1 Efeito fotoelétrico	22
2.1.2 O espalhamento Compton	23
2.1.3 Formação de pares	25
2.2 Processo fotográfico	26
2.2.1 As emulsões	26
2.2.2 Centros sensíveis	29

2.2.3	Formação da imagem latente	31
2.2.4	Processo químico	34
2.2.5	Câmara escura	36
2.3	A densidade óptica e a curva de resposta dos filmes radiográficos	37
2.4	Energia absorvida pela emulsão	39
2.5	Propriedades dosimétricas	41
2.5.1	Avaliação da densidade óptica	41
2.5.2	Dependência energética	42
2.5.3	Estabilidade	43
2.5.4	Dependência angular	44
2.5.5	Limites de dose	44
2.5.6	Calibração	45
2.5.7	Avaliação da dose	45
3.0	REDES NEURAIS	46
3.1	Introdução	46
3.2	O neurônio	47
3.3	Rede neural artificial	48
3.4	Operação da rede neural	50
3.4.1	Treinamento de uma rede neural	51
3.4.2	Utilização de uma rede neural	51
4.0	ORGANIZAÇÃO DO SERVIÇO DOSIMETRIA FOTOGRAFICA DO IPEN	53
4.1	Controle de qualidade	57
4.1.1	Controle dos filmes virgens- armazenamento	57

4.1.2	Controle de qualidade na revelação	57
4.1.3	Controle de qualidade na leitura	58
4.1.4	Controle da radiação de fundo (background)	58
4.1.5	Documentação	58
5.0	DOSÍMETRO UTILIZADO NO IPEN	59
5.1	Descrição do porta -filme	59
5.2	Dependência energética do dosímetro utilizado no IPEN	63
6.0	MATERIAIS E MÉTODOS	66
6.1	Materiais utilizados	66
6.2	Sistema de irradiação frontal	66
6.3	Processamento dos filmes	68
6.4	Controle de qualidade do processamento dos filmes	69
6.5	Leitura da densidade óptica	70
6.5.1	Metodologia para determinação da dose	71
6.5.2	Calibração dos dosímetros	71
6.6	Cálculo da dose	71
6.7	Desenvolvimento de uma rede neural para o cálculo de dose e energia	73
6.7.1	Estrutura de uma rede neural utilizada	73
6.8	Tratamento de dados	74
7.0	RESULTADOS E DISCUSSÕES	75
7.1	Controle de qualidade	75
7.2	Desvanecimento	76

7.3	Calibração	77
7.4	Treinamento da rede neural	83
7.5	Utilização da rede neural para o cálculo da energia e dose equivalente	85
8.0	CONCLUSÕES	89
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	90
	APÊNDICE	
1	Programa DOSEBAIXO	97
2	Programa DOSEALTO	108
3	Matriz de treinamento da rede neural	117

"DESENVOLVIMENTO DE UMA NOVA METODOLOGIA PARA O CÁLCULO DE DOSE EM DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA "

Teresinha Ferreira Lima Daltro

RESUMO

Foi desenvolvida uma nova metodologia de cálculo da dose equivalente para aplicação no Laboratório de Dosimetria Fotográfica do IPEN-CNEN/SP, utilizando técnicas de inteligência artificial através da neurocomputação (redes neurais). O trabalho foi orientado para a otimização de todos os parâmetros envolvidos no processamento dos filmes, desde a irradiação para a obtenção da curva de calibração até as leituras de densidade óptica. O treinamento da rede neural implementada foi realizado utilizando como entrada de dados as leituras de densidade óptica da curva de calibração e como saída a energia efetiva e a dose equivalente. Os resultados obtidos na intercomparação mostram uma excelente concordância com os valores de dose e energia reais fornecidos pelo Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes.

"DEVELOPMENT OF NEW METHODOLOGY FOR DOSE CALCULATION IN PHOTOGRAPHIC DOSIMETRY "

Teresinha Ferreira Lima Daltro

ABSTRACT

A new methodology for equivalent dose calculation has been developed at IPEN-CNEN/SP to be applied at the Photographic Dosimetry Laboratory using artificial intelligence techniques by means of neural network. The research was orientated towards the optimization of the whole set of parameters involved in the film processing going from the irradiation in order to obtain the calibration curve up to the optical density readings. The learning of the neural network was performed by taking the readings of optical density from calibration curve as input and the effective energy and equivalent dose as output. The obtained results in the intercomparison show an excellent agreement with the actual values of dose and energy given by the National Metrology Laboratory of Ionizing Radiation.

1.0 INTRODUÇÃO

1.1 GENERALIDADES

Os efeitos biológicos das radiações ionizantes foram conhecidos após a descoberta do raio-X por Röntgen, em 1895. Vários casos de severas queimaduras de pele e queda de cabelo, resultado de exposição prolongada aos raios-X, foram reportados nos anos seguintes. Após a descoberta da radioatividade natural, Curie e Becquerel publicaram um artigo sobre lesões na pele causadas por contato com substâncias radioativas.

A Sociedade Radiológica Alemã adotou as primeiras regras para Proteção Radiológica, em 1913. Na Inglaterra, a Sociedade Inglesa Röntgen, em 1915, sugeriu a adoção de uma recomendação universal para a segurança dos operadores de raios-X [4].

O Comitê Inglês de Proteção e Radiologia estabeleceu, em 1921, as recomendações e instruções que serviram de base para as primeiras recomendações estabelecidas pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP)[25].

A partir daí, tem sido dada ênfase à proteção do trabalhador, bem como foram estabelecidos limites de dose máximos permissíveis, com o objetivo de assegurar a saúde e integridade física dos trabalhadores e da população em geral.

Sabe-se, através da experiência, que doses elevadas de radiação originam efeitos somáticos e genéticos capazes de produzir mutações, alterando o patrimônio hereditário da espécie humana.

O termo dose é tão importante neste campo, que deu origem a um novo ramo da ciência nuclear com características próprias, ou seja, a Dosimetria das Radiações, cujo principal objetivo é a determinação da taxa de exposição

ou da taxa de dose da radiação, considerada em um determinado ponto do meio. Tal determinação exige um número muito grande de fatores ou parâmetros que se originam no processo aleatório das desintegrações nucleares.

1.1.2 OBJETIVOS DA PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

A ICRP estabelece que por proteção radiológica deve ser entendida a proteção ao indivíduo, aos seus descendentes e a proteção à espécie humana como um todo, enquanto existirem atividades as quais resultem em exposição às radiações [10,25].

O objetivo fundamental da proteção radiológica é reduzir ao mínimo a exposição do homem às radiações ionizantes, planejando os procedimentos a serem seguidos no sentido de evitar ou minimizar os danos que possam ocorrer diretamente ao indivíduo ou à sua espécie.

Muitas decisões sobre as atividades humanas são baseadas, de uma forma implícita, no balanço entre custo e benefício. No emprego da radiação, a escolha deverá ser ajustada para maximizar o benefício para o indivíduo ou para a população.

1.1.3 DOSIMETRIA

Definir a palavra dosimetria é tão desnecessário como dar o significado da palavra dose. No campo da Energia Nuclear, a esta palavra devemos atribuir um cuidado especial devido ao agente físico ao qual ela está associada, ou seja, a radiação [9].

Radiações ionizantes são usualmente definidas como aquelas que podem ionizar a matéria diretamente ou através da ação de alguma radiação secundária.

O processo de ionização ocorre quando a energia é transferida ao material a qual pode ejetar os elétrons dos átomos ou moléculas. A energia depositada por estas radiações é localizada em alguns átomos e é capaz de romper a energia de ligação que mantém e caracteriza um átomo ou molécula. Estas alterações podem ter profundas consequências, uma vez que os sistemas biológicos são altamente sensíveis a tais eventos.

A ionização não é o único processo pelo qual a energia da radiação pode ser transferida para o material. Um segundo fenômeno importante é a *excitação*, onde um átomo ou molécula é levado a um estado de energia mais alto pela ação da radiação, porém, a energia não é suficiente para permitir o escape do elétron. Este processo pode ter consequências físicas, químicas ou biológicas importantes.

Uma determinada radiação pode excitar, porém não ionizar um material ou pode ionizar um determinado material e não ionizar um outro de potencial mais alto. No entanto, a terminologia ionização não é suficientemente descritiva, por isso foram estabelecidas definições de certas grandezas em dosimetria [39].

1.1.4 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

Exposição

A exposição X é definida como "o quociente de dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um mesmo sinal produzidos no ar quando todos os elétrons (negativos ou positivos) liberados por fótons em um volume de ar de massa dm , são completamente freados no ar" [23,39].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1.1)$$

No Sistema Internacional a exposição é expressa em $C \cdot kg^{-1}$.

A unidade especial de exposição, Röntgen (R) foi utilizada durante muito tempo. O Röntgen corresponde a uma quantidade de radiação X ou gama que libera em 1 kg de ar uma carga elétrica de $2,58 \cdot 10^{-4} C \cdot kg^{-1}$, logo :

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

Taxa de exposição

A taxa de exposição \dot{X} é o quociente de dX por dt , onde dX é a variação da exposição no intervalo de tempo dt .

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (1.2)$$

A unidade de taxa de exposição é $C \cdot kg^{-1} \cdot h^{-1}$. A unidade especial, $R \cdot h^{-1}$, é igual a $2,58 \cdot 10^{-4} C \cdot kg^{-1} \cdot h^{-1}$.

Querma

O querma é o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes carregadas liberadas pelas partículas ionizantes não carregadas em um elemento de volume de um material específico de massa dm .

$$k = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.3)$$

A unidade no Sistema Internacional é o $J \cdot kg^{-1}$. O nome restrito para a unidade do querma é o Gray (Gy). O rad é a unidade especial e foi usada até 1985.

$$1 Gy = 1 J \cdot kg^{-1}$$

$$1 Gy = 10^2 \text{ rad}$$

O querma é uma grandeza útil em dosimetria quando existe equilíbrio das partículas carregadas no material e na posição de interesse, e quando as perdas por Bremsstrahlung são desprezíveis. Neste caso, o querma é igual à dose absorvida naquele ponto.

Nos feixes de radiação X e gama ou nêutrons de energia relativamente alta pode ocorrer uma situação de quase equilíbrio das partículas carregadas; neste caso o querma é um pouco menor do que a dose absorvida. Para energias altas as diferenças tornam-se apreciáveis.

Taxa de querma

A taxa de querma \dot{k} é o quociente de dk por dt , onde dk é a variação do querma no intervalo de tempo dt .

$$\dot{k} = \frac{dk}{dt} \quad (1.4)$$

A unidade para \dot{k} no sistema internacional é o $J\ kg^{-1}\ h^{-1}$. A unidade especial é o $rad\ h^{-1}$.

$$1\text{Gy}\ h^{-1} = 1\ J\ \text{kg}^{-1}\ h^{-1}$$

$$1\ \text{rad}\ h^{-1} = 10^{-2}\ J\ \text{kg}^{-1}\ h^{-1}$$

Dose absorvida

Dose absorvida D é o quociente de $d\bar{E}$ por dm , onde $d\bar{E}$ é a energia média cedida pela radiação a um elemento de massa, dm , do meio atravessado, tanto pela interação direta como pelo efeito das radiações secundárias.

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (1.5)$$

Para a determinação da dose absorvida é necessário especificar a natureza e o ponto do meio onde a dose foi absorvida. No Sistema Internacional a dose absorvida nos tecidos ou material equivalente ao tecido vivo é definida por D_T .

A unidade de dose absorvida no Sistema Internacional é o $J \cdot kg^{-1}$. O nome restrito é o Gray. A unidade especial de dose absorvida é o rad.

$$1Gy = 1 J \cdot kg^{-1}$$

$$1Gy = 10^2 \text{ rad}$$

Taxa de dose absorvida

A taxa de dose absorvida \dot{D} é o quociente de dD por dt , onde dD é a variação da dose absorvida no intervalo de tempo dt , definida em um ponto P e tempo t .

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (1.6)$$

$$1Gy \cdot h^{-1} = 1 J \cdot kg^{-1}h^{-1}$$

$$1rad \cdot h^{-1} = 10^{-2} J \cdot kg^{-1}h^{-1}$$

Dose equivalente

Os danos biológicos causados pelos efeitos das radiações nos tecidos não são proporcionais somente à dose, mas também ao tipo de radiação absorvida [10,23].

A efetividade biológica relativa (RBE) é definida como a dose de uma radiação de referência, normalmente raios-X com transferência linear de energia (LET) baixo, dividida pela dose de radiação em questão para produzir um dado nível de dano [25,39].

No entanto, quando se relaciona o risco de uma operação com a dose, é usual expressar a dose de tal maneira que ela seja independente do tipo de

radiação.

A dose equivalente H é dada por:

$$H = Q N D \quad (1.7)$$

onde,

D é a dose absorvida, Q é o fator de qualidade e N o produto de todas os outros fatores modificadores especificados pela ICRP.

O fator N leva em consideração a distribuição espacial e temporal.

A ICRP estabelece, para radiação externa, N igual a 1.

A unidade para H no sistema internacional é o $J \text{ kg}^{-1}$

O nome restrito da unidade é o sievert (Sv), usado somente como unidade de dose equivalente.

A unidade especial usada é o rem, $1 \text{ rem} = 10^{-2} \text{ J kg}^{-1}$.

O fator de qualidade Q é um fator de ponderação para dose absorvida em termos específicos do poder de freamento em colisões na água, para um ponto de interesse. Como o poder de freamento é igual à transferência linear de energia L_{∞} , o valor de Q é especificado em termos de L_{∞} [35,36].

Os valores de Q para diferentes valores de L_{∞} são dados na *Tabela 1.1*.

Tabela 1.1 : Relação entre Q e L_{∞} na água.

L_{∞} em água (keV/ μm)	Q
3,5	1
7	2
23	5
53	10
175	20

Quando a distribuição de radiação em função de L_∞ não é conhecida para todos os pontos no volume de interesse é usado um valor aproximado para Q , relativo a vários tipos de radiação primária.

Os valores de Q são dados na *Tabela 1.2*.

Tabela 1.2 : Relação entre \bar{Q} e diferentes tipo de radiação.

Radiação	\bar{Q}
Raios -X, gama, beta, elétrons e pósitrons	1
Nêutrons de energia desconhecida	10
Prótons	10
Partículas alfa e múltiplas partículas carregadas de energia desconhecida	20

Taxa de dose equivalente

A taxa de dose equivalente \dot{H} é o quociente de dH por dt , onde dH é a variação da dose equivalente no intervalo de tempo dt .

$$\dot{H} = \frac{dH}{dt} \quad (1.8)$$

A unidade para \dot{H} no sistema internacional é o $J \cdot kg^{-1} \cdot h^{-1}$

A unidade especial é o $rem \cdot h^{-1}$.

$$1 \text{ rem } h^{-1} = 10^{-2} \text{ J } kg^{-1} h^{-1}$$

Dose equivalente efetiva

Nos casos de irradiações não uniformes em diferentes órgãos do corpo humano é necessário definir um valor efetivo para o corpo inteiro, baseado no princípio de que para um dado nível de proteção o risco deverá ser igual para o corpo todo[10].

Esta grandeza é chamada dose equivalente efetiva, H_E .

$$H_E = \sum_T W_T H_T \quad (1.9)$$

onde,

W_T é o fator de ponderação representando a fração de risco resultante no tecido T quando o corpo é irradiado uniformemente e H_T é a dose equivalente no tecido ou órgão T.

Os valores de W_T recomendados pela ICRP nº33 [23] são mostrados na *Tabela 1.3*.

Tabela 1.3 : Fator de ponderação (W_T) para o tecido ou órgão

ÓRGÃO	W_T
Gônadas	0,25
Mama	0,15
Medula óssea	0,12
Pulmão	0,12
Tireóide	0,03
Osso	0,03
Restante do corpo	0,30

- A ICRP recomenda que para o restante do corpo o valor de $W_T = 0,06$ será aplicado para cada um dos cinco órgãos ou tecidos que receberam a dose equivalente mais alta.
- O sistema gastrointestinal é tratado como formado de quatro órgãos separados , estômago, intestino delgado, intestino grosso superior e intestino grosso inferior.
- A pele, o cristalino dos olhos e as extremidades não são considerados como órgãos do restante do corpo ($W_T = 0$).
- Nos casos em que seja necessário levar em conta a pele para efeitos estocásticos, como por exemplo, irradiação da pele do corpo por radiação beta de energia baixa, considerar $W_T = 0,01$.

1.2 SISTEMA DE LIMITAÇÃO DE DOSE

Os efeitos danosos das radiações classificam-se como somáticos e hereditários; são somáticos aqueles que resultam de exposição individual e se manifestam no indivíduo irradiado, enquanto os hereditários são os que afetam seus descendentes.

De um modo geral os efeitos das radiações podem ser classificados em dois grandes grupos: *Estocásticos* e *Determinísticos (Não estocásticos)*. São estocásticos os efeitos cuja severidade não pode ser determinada diretamente pela exposição, mas cuja probabilidade de ocorrência é função da dose recebida. São efeitos determinísticos aqueles cuja extensão de dano varia diretamente com a dose recebida. No caso dos efeitos estocásticos não é possível se estabelecer um limiar além do qual ocorrerá um determinado dano

biológico, apenas é evidente que a probabilidade dele ocorrer é função da dose recebida, enquanto nos efeitos determinísticos é possível estabelecer um limiar aquém do qual se admite que eles não devem ocorrer [10,23,27,36].

Justificando as razões acima expostas, a ICRP recomenda um sistema de limitação de dose cujos principais itens são:

- Não adotar nenhuma nova técnica que não seja comprovadamente benéfica.
- Toda exposição deve ser tão baixa quanto possível, devendo ser levado em conta fatores econômicos e sociais.
- A dose equivalente individual não deve exceder os limites recomendados para as circunstâncias e os estabelecidos pela ICRP.

A ICRP introduziu o conceito de *detrimento* para identificar, se possível, e qualificar todos os efeitos deletérios de uma exposição à radiação. Em geral, o detrimento para a população é definido como uma "expectativa matemática" do dano ocorrer devido a uma exposição à radiação, levando em conta não apenas a probabilidade de cada tipo de efeito deletério, como também, o grau de severidade do mesmo.

Estas recomendações pretendem prevenir os efeitos determinísticos e limitar a ocorrência de efeitos estocásticos a um nível aceitável.

1.2.1 LIMITES DE DOSE

Os efeitos determinísticos poderão ser prevenidos aplicando-se um limite de dose equivalente de 50 mSv (5 rem) no ano para todos os tecidos, exceto o cristalino, para o qual é recomendado um limite de 150 mSv (15 rem) no ano.

Para efeitos estocásticos a limitação de dose é baseada no princípio de que o risco deverá ser igual se o corpo for irradiado uniformemente ou não, nestas condições.

$$\sum_T W_T \cdot H_T \leq H_{Wb,L} \quad (1.10)$$

onde, W_T , fator de ponderação representando a proporção do risco estocástico no tecido (T) para o risco total, quando o corpo é irradiado uniformemente.

H_T , dose equivalente anual no tecido T.

$H_{Wb,L}$, limite de dose equivalente anual para irradiação uniforme do corpo inteiro, 50 mSv (5 rem).

1.3 MONITORAÇÃO INDIVIDUAL

A monitoração individual é uma parte muito importante de qualquer programa de proteção radiológica e serve , como tal, como um meio para alcançar e manter, nos locais de trabalho, condições radiológicas satisfatórias e seguras.

O objetivo primário da monitoração individual é o de avaliar, e desta maneira limitar, as doses individuais recebidas por cada trabalhador. Além disso, a monitoração pessoal fornece informações sobre as estimativas das doses recebidas pelos trabalhadores, condições dos locais de trabalho e exposições acidentais [3,6,24].

A monitoração individual pode ser externa e interna, dependendo do risco envolvido por exposição à radiação e contaminação.

A monitoração individual interna pode ser feita através da análise de excreta e pela monitoração de corpo inteiro. A monitoração externa é feita através de dosímetros pessoais adequados para cada tipo de radiação.

1.3.1 MONITORAÇÃO INDIVIDUAL EXTERNA

A monitoração individual para a radiação externa deve fornecer dados para estimativa da dose equivalente efetiva e da dose equivalente na pele, extremidades e cristalino, além de determinar o tipo e qualidade da radiação recebida por um indivíduo no exercício de uma atividade profissional.

O tipo e extensão da monitoração individual depende do campo de radiação na área e das condições de irradiação associadas ao trabalho. Quando a dose equivalente anual de um trabalhador se aproximar do limite, são necessárias medidas adicionais para garantir que as exposições fiquem entre os limites de dose. Quando na monitoração individual externa as doses equivalentes são da ordem dos limites anuais, as incertezas não devem exceder um fator 1,5% para um nível de confiança de 95%.

Se estas doses são menores que 10 mSv, a incerteza aceitável é 2%, para um nível de confiança de 95% [24]. Estas incertezas incluem erros devidos à dependência energética e angular do dosímetro, assim como erros sistemáticos e de calibração. Não são incluídos erros devidos a incertezas associadas em derivar doses em tecidos ou órgãos através da leitura do dosímetro. Um sistema de monitoração individual para radiação externa inclui não só a medida, mas também um modelo para a sua interpretação e um sistema de registro. O modelo de interpretação descreve de maneira quantitativa a relação entre as grandezas medidas e estimadas [10].

Quanto ao registro das medidas, são definidos tres tipos de níveis de referência que definem o tipo de ação desencadeada em cada caso:

- nível de registro;
- nível de investigação;
- nível de intervenção.

Algumas medidas obtidas em monitoração pessoal são tão pequenas que não são de interesse. Desta forma define-se um valor (*nível de registro*), acima do qual as medidas são registradas e abaixo do qual todas as medidas são consideradas zero.

Níveis de investigação podem ser definidos como valores acima dos quais considera-se que a exposição é suficientemente importante para que se proceda algum tipo de investigação das causas. Define-se o nível de investigação como 1/3 do valor do limite derivado do período.

Usa-se normalmente o próprio limite derivado para o período como nível de investigação.

Na *Tabela 1.4*, são especificados os limites primários anuais de dose equivalente.

Tabela 1.4 : Limites primários anuais de dose equivalente.

DOSE EQUIVALENTE	TRABALHADOR
Dose equivalente efetiva	50 mSv (5 rem)
Dose equivalente para órgão ou tecido T	500 mSv (50 rem)
Dose equivalente para pele	500 mSv (50 rem)
Dose equivalente para cristalino	150 mSv (15 rem)
Dose equivalente para extremidades *	500 mSv (50 rem)

* *Extremidades são : mãos, antebraços, pés e tornozelos.*

1.4 DETECTORES UTILIZADOS NA MONITORAÇÃO INDIVIDUAL

O dosímetro individual é um detector de radiação que permite avaliar a irradiação a que foi submetida a pessoa que o porta. Quando exposto à fonte externa de radiação, sua indicação tem uma importância que não está ligada apenas ao valor da dose, mas também à indicação do tipo de radiação. Este se distingue da maior parte dos outros dosímetros não só pelo seu carácter portátil, mas também pela natureza indireta da medida.

Existem discussões acadêmicas para decidir se um dosímetro individual deve indicar a dose absorvida em um ponto do corpo ou a fluência e energia da radiação que o indivíduo esteve exposto ou ainda uma grandeza derivada das anteriores. Não entraremos no mérito destas discussões e nos limitaremos a algumas considerações. Nas recomendações da ICRP, em uma das suas primeiras publicações, esta tende a distinguir dois tipos de dosímetros [8,21]:

- um que se aplica a doses baixas, e que tem por finalidade emitir apenas um sinal de alerta ou *nível de ação*
- o outro, se aplica às radiações, que mesmo não sendo muito elevadas, excedem os limites aceitáveis.

No primeiro caso, o dosímetro pode ser simples, a grandeza medida não é muito importante se a margem de segurança do nível de alerta for suficiente.

No segundo caso, a medida da radiação deve ser tão precisa quanto possível, e fornecer o máximo de indicações concernentes não somente às radiações (espectro e fluência), mas também a orientação do indivíduo irradiado com respeito à posição da fonte.

A diferença entre o que é realmente medido e o objeto da medida constitui uma das principais fontes de dificuldades de um dosímetro

individual.

Um dosímetro individual só pode indicar a dose que recebe. Esta é a sua primeira limitação, somada ao fato de não ser sensível a todos os tipos de radiações e/ou energias dessa radiação. Ele mede apenas uma parte das radiações que chegam ao local do corpo onde se encontra. Fornece uma amostra da radiação global a que foi submetido o corpo, e mesmo a presença do corpo que o porta modifica a irradiação no dosímetro [6,8].

Existem diferentes tipos de dosímetros para medir a radiação no ponto do corpo onde eles são portados. Eles pertencem a duas categorias [6]:

- os dosímetros *passivos*, baseados na variação de uma característica constante do detector (ex: número de defeitos no cristal).
- os dosímetros *ativos*, onde o efeito instantâneo da radiação sobre o detector é registrado por um dispositivo eletrônico apropriado.

Na *tabela 1.5* são fornecidos alguns exemplos desses dosímetros.

Tabela 1.5 : Diversos tipos de dosímetros utilizados em monitoração individual.

DOSÍMETROS	
Características	Tipos
passivos	
<ul style="list-style-type: none"> • medida da dose integrada após um mes ou mais. 	fotográficos fotoluminescentes termoluminescentes
ativos	
<ul style="list-style-type: none"> • medida de taxa de dose • alarme 	canetas dosimétricas contadores Geiger-Müller semicondutores

Dosímetros fotoluminescentes

Estes dosímetros são constituídos de vidros, que podem ser inseridos em um porta-dosímetro (*badge*) com filtros adequados para compensar a dependência energética. As radiações ionizantes criam nos vidros centros luminescentes estáveis cujo número é proporcional à dose [6,33].

Estes centros luminosos são constituídos, como os dosímetros termoluminescentes, de cargas + ou - armadilhadas nos defeitos da rede.

Quando o vidro é submetido a um feixe de raios ultravioleta (UV) os centros de luminescência emitem uma fluorescência no espectro de luz visível. A medida desta fluorescência é proporcional à dose total integrada pelo vidro.

A excitação da fluorescência pelos raios UV não destrói os centros de luminescência, isto é, o vidro pode ser lido quantas vezes for necessário.

Dosímetros termoluminescentes

Uma nova família de detectores apareceu em dosimetria individual nos anos 60. São os cristais minerais capazes de restituir sob a forma de luz, quando aquecidos, uma parte da energia recebida por meio de radiações ionizantes.

Alguns materiais, como aqueles obtidos à partir do borato de lítio, apresentam vantagens maiores. Eles são *equivalentes ao tecido*: sua resposta varia muito pouco em função da energia, neste caso não é necessário utilizar um porta-dosímetro com filtros múltiplos [31].

Para estes dosímetros a resposta é ajustada em dose por meio do fator de calibração obtido com uma dose conhecida de fótons gama do ^{60}Co .

No caso em que o material utilizado não possui número atômico efetivo equivalente ao tecido, são utilizados uma série de filtros que permitem o cálculo da dose com a devida correção para os efeitos da dependência energética da resposta.

A segunda vantagem destes cristais é a estabilidade de sua resposta.

Tendo-se em conta que a luz é emitida por aquecimento acima de 150°C, o sinal obtido não tem nenhuma chance de ser emitido espontaneamente à temperatura ambiente [6].

Este tipo de dosímetro é capaz de integrar a dose recebida durante vários meses, o que o torna particularmente útil para monitoração de pessoas pouco expostas às radiações ou para medidas da radiação ambiental nas vizinhanças de instalações nucleares.

Os materiais TL mais utilizados em dosimetria pessoal são o fluoreto de lítio (LiF), o sulfato de cálcio (CaSO₄), o tetraborato de lítio (Li₂B₄O₇), o óxido de berílio (BeO) e o tetraborato de magnésio (MgB₄O₇).

Dosímetros eletrônicos

Os primeiros dosímetros eletrônicos, as canetas dosimétricas com leitura direta (câmaras de ionização associadas a um eletroscópio, onde o filamento se desloca sobre uma graduação) e os detectores Geiger-Müller associados a um altofalante para a emissão de impulsos sonoros, são utilizados como monitores individuais, permitindo ao portador limitar, ele mesmo, sua exposição.

Desde os anos 80 estes instrumentos tem evoluído para uma *monitoração em tempo real* dos indivíduos. Os dosímetros pessoais eletrônicos podem transferir suas informações a um computador.

Filme dosimétrico

Foi devido a uma emulsão fotográfica, que Henri Becquerel descobriu a radioatividade. As emulsões fotográficas serviram para as radiografias e naturalmente foram os primeiros dosímetros individuais a serem utilizados, mais precisamente, os filmes fotográficos dentários. Estes foram modificados para responder às necessidades da dosimetria, mas conservaram seu formato original [5, 14].

A emulsão fotográfica apresenta, no entanto, numerosos inconvenientes:

é sensível a diversos vapores químicos e a muitas radiações não ionizantes, por isso o filme é mantido protegido da luz; enegrece acima de 60°C e a imagem desaparece mais ou menos em função das condições ambientais; não é equivalente ao tecido, quer dizer, não absorve a radiação como o corpo humano. A presença de elementos pesados na emulsão leva a uma absorção por efeito fotoelétrico maior do que aquela dos tecidos vivos. Isto resulta uma curva de resposta em função da energia que varia de duas vezes a ordem de grandeza entre 50 keV e 1 MeV.

Por outro lado, este dosímetro apresenta não somente as vantagens de um sistema de detector múltiplo como também as vantagens *fotográficas*. Com efeito, o exame visual da imagem registrada fornece numerosas informações: homogeneidade, orientação, presença de contaminação etc [29].

Na dosimetria pessoal com filme fotográfico um único tipo de dosímetro é admitido para o controle dos trabalhadores expostos às radiações ionizantes, é o dosímetro de filtros múltiplos, utilizado para corrigir as fortes variações da sensibilidade da emulsão fotográfica.

1.5 OBJETIVO DO TRABALHO

O problema de interpretação dos dados de um dosímetro fotográfico com múltiplos filtros tem sido objeto de numerosos estudos. Considerando a dependência energética do sistema atualmente em uso no IPEN, teve início um trabalho com o objetivo de desenvolver um método matemático avançado para ser empregado no cálculo não só da dose como também da energia efetiva média do campo de radiação.

A finalidade deste trabalho não é modificar o projeto do dosímetro utilizado no IPEN para otimizar sua resposta, pois este , além de ser um projeto dispendioso foge das necessidades prioritárias do Laboratório, mas sim, adaptar o projeto já existente com um programa de cálculo sofisticado para se obter a melhor resposta possível.

2.0 DOSIMETRIA FOTOGRÁFICA

2.1 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO X OU GAMA COM A MATÉRIA

A interação da radiação com a matéria tem vários aspectos. No primeiro, a interação pode ser descrita como uma transferência de energia da radiação à matéria, que resulta em diferentes efeitos como ionização, excitação, e deslocamento de átomos na matéria. Enquanto os resultados são quantitativamente os mesmos para cada tipo de radiação, o mecanismo através do qual estes resultados são conseguidos é fortemente dependente do tipo de radiação [16,27].

A interação da radiação eletromagnética com a matéria é diferente da que ocorre com partículas carregadas devido à duas razões. Primeiro, os fótons não tem carga elétrica e, conseqüentemente, não sofrem influência das forças coulombianas. A interação dos fótons com os elétrons atômicos ocorre em regiões cujas dimensões são menores que a distância interatômica. Portanto, as colisões entre fótons na matéria são comparativamente raras, porém, tais colisões, como regra, provocam um pequeno desvio no fóton incidente mudando sua direção original ou causam seu desaparecimento.

A segunda propriedade peculiar dos fótons é que eles não possuem massa e, por esta razão, se deslocam à velocidade da luz independente de sua energia. Isto significa que os fótons não podem ser desacelerados no meio. Os conceitos tais como alcance e poder de freamento não existem para fótons.

A radiação eletromagnética apresenta uma característica exponencial de absorção na matéria tal como ocorre com as partículas carregadas. Devido ao

carácter ondulatório, a penetrabilidade desta radiação é muito maior e suas leis de absorção são diferentes.

Os raios-X e raios gama (fótons) são fisicamente equivalentes, radiação eletromagnética, mas de origens diferentes. Os raios-X são emitidos pelas camadas eletrônicas e os raios gama pela desexcitação do núcleo atômico.

Um feixe de fótons é atenuado na matéria pelos seguintes processos:

- a) Absorção, na qual a energia do fóton é parcial ou completamente convertida em energia cinética dos elétrons e partículas carregadas.
- b) Espalhamento, no qual o fóton é espalhado fora do feixe incidente com a correspondente perda de energia.

Os processos dominantes presentes na interação dos fótons com a matéria são o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a produção de pares.

2.1.1 EFEITO FOTOELÉTRICO

No processo de absorção fotoelétrico, um fóton de energia $h\nu$ interage com o átomo como um todo, transferindo toda sua energia a um dos elétrons orbitais e desaparecendo completamente. No seu lugar, um *fotoelétron* é ejetado de uma das camadas do átomo, geralmente da camada K [42].

O fotoelétron aparece com uma energia dada por

$$E_c = h\nu - W \quad (2.1)$$

onde W representa a energia de ionização do elétron (energia de ligação do átomo) e $h\nu$ é a energia do fóton incidente.

Como segunda etapa ocorre um processo secundário consistindo no preenchimento da vacância eletrônica formada, acompanhada da emissão de um

ou vários raios- X ou elétrons Auger. A probabilidade de ocorrência (secção de choque) do efeito fotoelétrico é proporcional à Z^5 onde Z é o número atômico do meio absorvedor. Para energias $h\nu$ levemente superiores à W , para um dado átomo, a seção de choque é máxima e depois decresce rapidamente com o incremento de $h\nu$.

O efeito fotoelétrico é o mecanismo predominante de absorção para fótons de energia baixa; para energias superiores a 400 keV a probabilidade de ocorrência é praticamente nula.

2.1.2 O ESPALHAMENTO COMPTON

O processo de interação de espalhamento Compton ocorre entre o fóton incidente e um elétron da orbita externa do material absorvedor. É frequentemente o mecanismo de interação predominante para energias $h\nu$ médias (típicas de fontes radioisotópicas), e pode ser tratado como um choque elástico entre o fóton e o elétron [16].

No espalhamento Compton, o fóton é defletido sob um ângulo θ em relação à direção original. O fóton transfere uma parte de sua energia para o elétron, (assumindo que este esteja em repouso inicialmente), que é então ejetado (elétron de recuo). A *Figura 2.1* mostra um diagrama esquemático do efeito Compton.

Todos os ângulos de espalhamento são possíveis, a energia transferida para o elétron pode variar de zero até uma grande fração da energia do fóton.

A expressão da transferência de energia e o ângulo de espalhamento para uma interação pode ser obtida pela conservação de energia e movimento:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)} \quad (2.2)$$

onde,

m_0c^2 é a energia do elétron em repouso (0,511 MeV)

θ é o ângulo do fóton espalhado em relação à direção incidente

$h\nu$ é a energia do fóton incidente

$h\nu'$ é a energia do fóton espalhado

Em uma colisão envolvendo fótons de energia baixa, o fóton espalhado terá aproximadamente a mesma energia do fóton incidente, sendo muito pouca a energia cedida ao elétron de recuo . Neste tipo de colisão não resulta nenhuma soma apreciável de energia mudando o movimento do elétron. Já em colisões que envolvem fótons de energias altas, o fóton espalhado terá energia bem menor que o fóton incidente e o elétron de recuo conseguirá quase toda a energia do fóton incidente [28,42].

Em geral, o elétron de recuo pode não adquirir nenhuma energia , quando $\theta = 0$, ou adquirir uma energia máxima $h\nu$, quando $\theta = 180^\circ$.

Visto que a colisão Compton se verifica entre fótons e elétrons livres (fracamente ligados), a probabilidade deste choque ocorrer dependerá da quantidade de elétrons por grama de material ou densidade eletrônica do meio. Logo, o processo Compton independe de Z e todos os materiais absorvem essencialmente a mesma radiação por elétron.

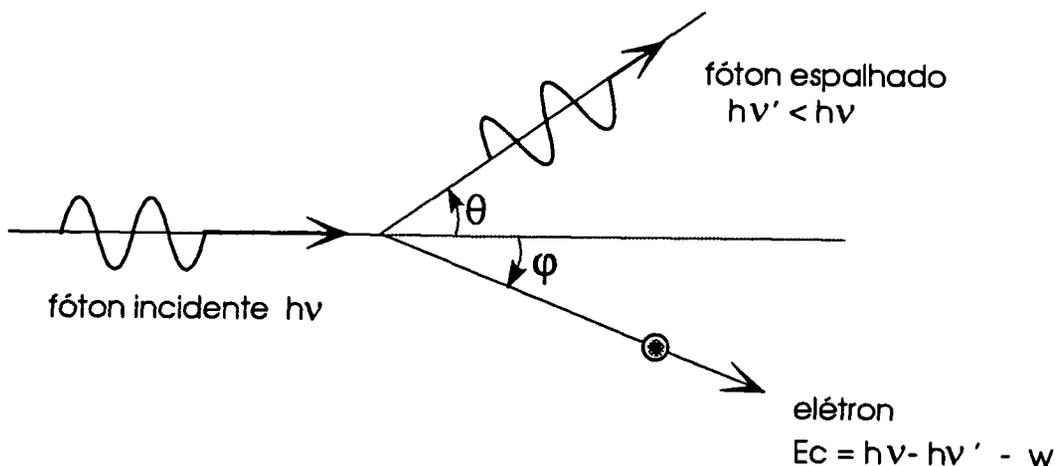


Figura 2.1 : Diagrama esquemático do Efeito Compton.

2.1.3 FORMAÇÃO DE PARES

O processo de formação de pares consiste na absorção de um fóton e a produção de um elétron e um pósitron. Neste processo o momento de recuo é fornecido ao núcleo. Já que a massa em repouso do fóton é zero, a formação de um par é possível se a energia do fóton excede em duas vezes o equivalente em energia da massa de repouso do elétron (1,02 MeV) [41].

Na interação , que ocorre no campo coulombiano de um núcleo , o fóton desaparece e é substituído por um par elétron - pósitron. Todo excesso de energia carregado pelo fóton acima de 1,02 MeV, requerido para formar o par, se transforma em energia cinética do pósitron e do elétron.

Acima do limiar de energia de 1,02 MeV, a probabilidade de interação aumenta gradualmente, tendendo praticamente a uma constante em energias muito elevadas (1000 MeV). Para energias acima de 6 MeV a produção de pares é o principal mecanismo de absorção. A seção de choque é proporcional à Z^2 para praticamente todas as energias. A produção de pares é também possível no campo coulombiano de um elétron, porém, devido à dependência sobre Z^2 , a contribuição deste processo é pequena.

Devido à aniquilação do pósitron (com um elétron), após ser moderado no meio , dois fótons de aniquilação são produzidos como produto secundário desta interação, cada um com energia igual à 0,51 MeV.

A *Figura 2.2* resume estes resultados. Ela permite, para cada elemento, determinar os domínios de energia onde cada um dos três efeitos predominam.

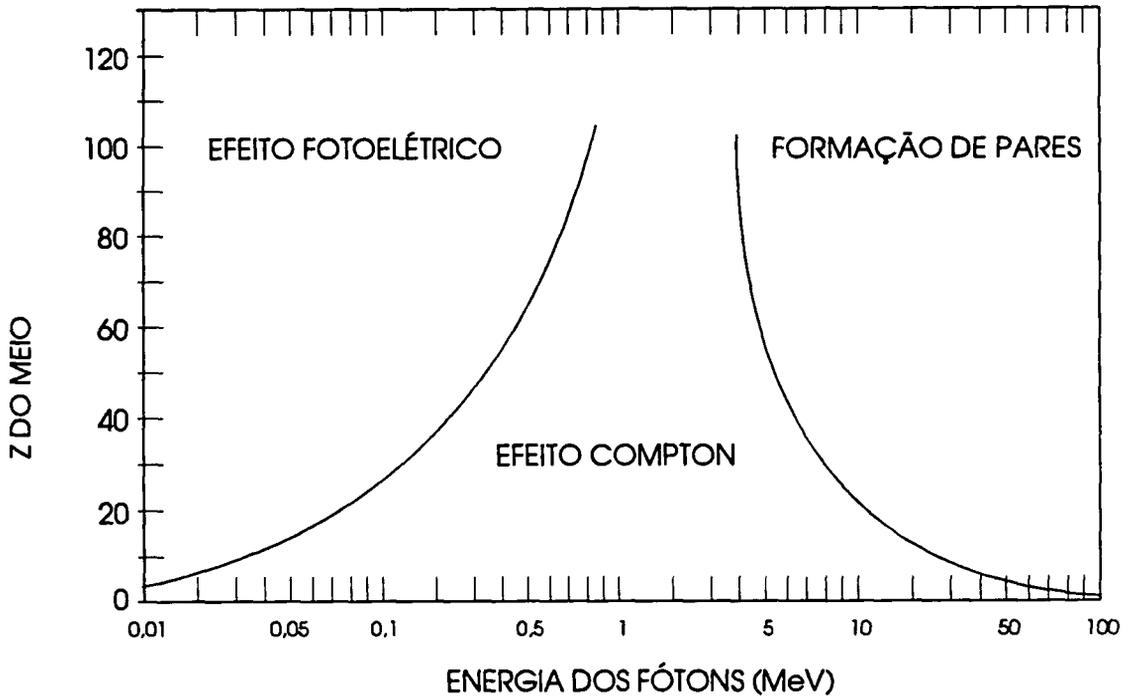


Figura 2.2: Predominância dos tipos de interação dos fótons com a matéria.

2.2 PROCESSO FOTOGRÁFICO

2.2.1 AS EMULSÕES

Um filme radiográfico é formado de uma base sobre a qual se aplica uma ou duas camadas de emulsão de gelatina - prata.

A base se apresenta sob a forma de uma folha de matéria plástica (poliéster). Ela deve ser transparente, flexível e resistente. Tem uma espessura da ordem de 200 μm [41,44,45].

As emulsões utilizadas são compostas de grãos de brometo de prata (AgBr) imersos na gelatina.

O tamanho dos grãos pode variar de menos de $0,1 \mu\text{m}$ à alguns microns. A relação massa/gelatina é próxima à unidade. Como a massa volumétrica do brometo de prata é de $6,47 \text{ g/cm}^3$ e a da gelatina próxima de $1,3 \text{ g/cm}^3$, se deduz que aproximadamente 80 % do volume da emulsão é ocupada pela gelatina e o resto pelos grãos de brometo de prata.

As camadas da emulsão têm uma espessura da ordem de $20 \mu\text{m}$. Elas são protegidas das agressões exteriores por uma camada de gelatina pura de $1 \mu\text{m}$ aproximadamente. A *figura 2.3* mostra a estrutura de um filme radiográfico.

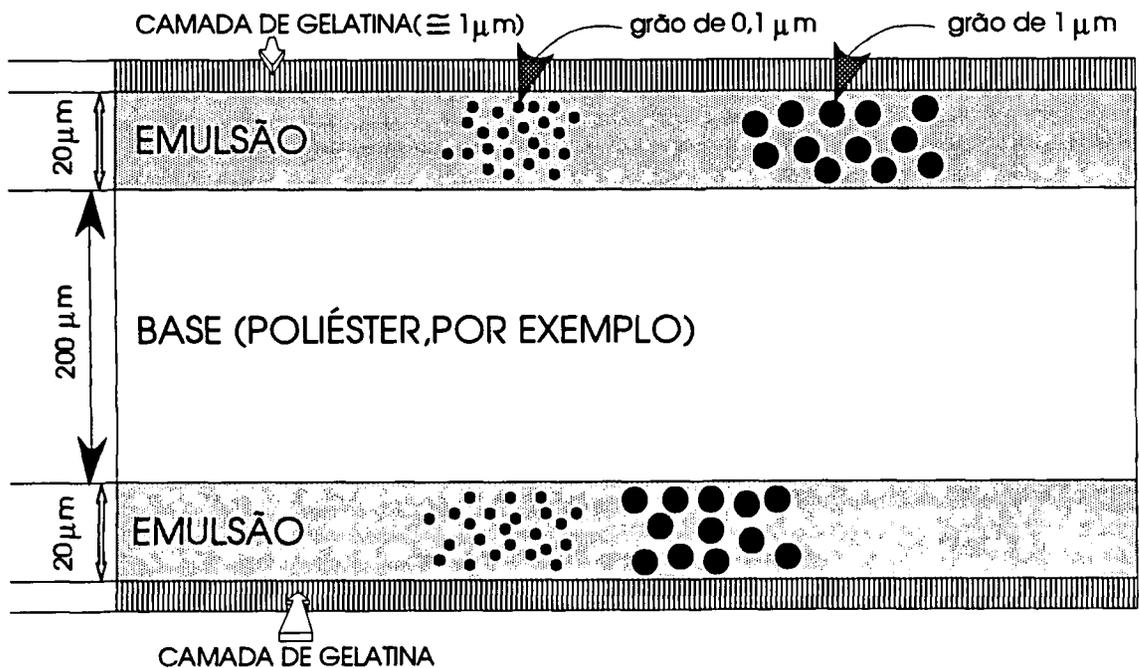


Figura 2.3 : Estrutura de uma emulsão fotográfica.

Se considerarmos os grãos de forma quase esférica, o cálculo permite estimar em 10^9 o número de grãos por cm^2 do filme, se eles possuírem um diâmetro da ordem de $1 \mu\text{m}$ e 10^{12} grãos se o diâmetro for de $0,1 \mu\text{m}$.

A distância média entre os grãos é da ordem de grandeza das suas dimensões : fisicamente isto significa que os grãos não estão colados uns aos outros e sim dispersos na gelatina.

A rede cristalina do brometo de prata pode ser representada por uma associação regular de pequenos cubos de faces centradas, nos vértices dos quais se encontram os íons de Ag^+ e Br^- . A malha pertence ao sistema cúbico de face centrada: quer dizer, cada íon Ag^+ tem ao seu redor 6 íons de Br^- e reciprocamente. A *figura 2.4* mostra a estrutura do cristal de AgBr .

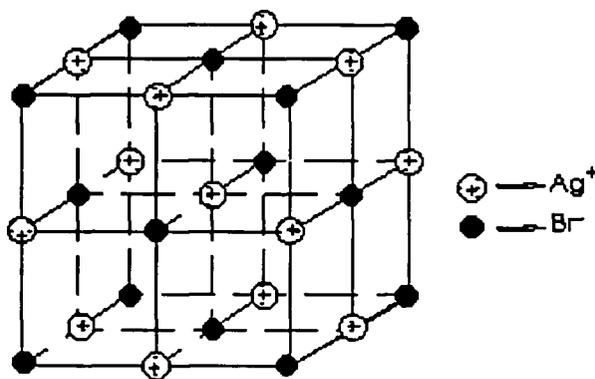


Figura 2.4 : Estrutura do cristal de AgBr .

São dois, basicamente, os processos envolvidos na produção do enegrecimento visível e mensurável no filme, em consequência de sua exposição à luz ou à radiação ionizante:

- 1- processo físico-químico que vai formar a **imagem latente** passível de revelação.
- 2- Procedimento químico de conversão do grão exposto à radiação em prata metálica (**revelação**) e remoção do halogeneto de prata que não sofreu exposição, a fim de estabilizar o filme processado (**fixação**).

Segue-se então a etapa da quantificação da relação entre a densidade óptica medida e a exposição sofrida no filme.

2.2.2 CENTROS SENSÍVEIS

Quando as partículas carregadas e a radiação eletromagnética atingem a emulsão elas podem interagir e emitir um elétron de energia alta, (alguns keV à centenas de keV). Assim que atravessa um grão, esse elétron vai sofrer numerosas colisões e gerar um número grande de elétrons de energia baixa (eV) . Alguns desses elétrons podem ser aprisionados no cristal de AgBr e se associar a íons Ag^+ para formar a prata metálica Ag^0 [4,44].

Os grãos que são atravessados pelo elétron secundário contém um certo número de átomos de prata. Um fóton de 30 keV absorvido em um grão dará origem a aproximadamente 1000 átomos de prata, [18] a não ser que a exposição seja particularmente grande, a quantidade de prata formada é muito pequena, frente à quantidade total de prata de um grão, que pode conter de 10^7 a 10^{10} íons de Ag^+ .

A imagem latente é um agregado microscópico de átomos de prata metálica distribuídos não apenas na superfície do grão do halogeneto de prata, mas também no interior dos cristais.

Macroscopicamente, não existe nenhuma diferença entre um grão exposto e um grão não exposto: se fala agora de imagem latente, ela está contida no filme irradiado mas não é visível [14].

Na fase de revelação observa-se que o agente revelador atua inicialmente sobre um número limitado de pontos isolados da superfície dos grãos expostos. Estes pontos acham-se distribuídos pelos cristais ao acaso e parecem corresponder aos pontos dos cristais preferencialmente afetados pela radiação, significando assim que a imagem latente se concentra em determinados *centros* dos cristais de AgBr . Conclui-se que os cristais apresentam uma sensibilidade

extremamente elevada nesses centros, o que, em outras palavras, implica na existência de *centros sensíveis* nos grãos da emulsão [44].

Pode-se demonstrar a ação da luz sobre o cristal perfeito de AgBr e, também, que a sensibilidade deste cristal depende essencialmente das imperfeições da rede cristalina, quer dizer, dos defeitos físicos deste cristal.

Geralmente tem-se:

- os defeitos de estrutura devidos às deslocções da rede. Eles são visíveis na superfície.
- os defeitos internos à rede cristalina que são de 2 tipos:
 - a) os defeitos Frenkel, constituídos por pares de ions de Ag^+ intersticiais
 - b) os defeitos Schottky constituídos pelas vacâncias pouco profundas de ions de Ag^+ e Br^- . À temperatura ambiente, a concentração de defeitos Schottky é pequena.

A *figura 2.5* mostra um esquema dos defeitos Frenkel e Schottky.

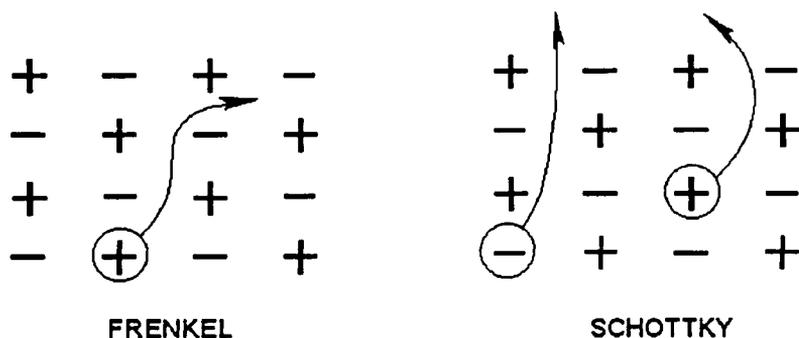


Figura 2.5 : Defeitos Frenkel e Schottky.

Os defeitos físicos da rede cristalina se formam no instante da primeira fase de preparação de uma emulsão, isto é, por ocasião da precipitação do AgBr.

Na segunda fase, isto é, de elevação de temperatura, ocorre a produção de centros de sensibilidade.

Os centros sensíveis são formados por quantidades ínfimas de Ag₂S. Este fato foi verificado por Sheppard [41] nos seus estudos sobre a função da gelatina no estabelecimento da sensibilidade. Ele verificou tratar-se de compostos de enxofre, presentes como impurezas na gelatina, principalmente o isotiocianato de alila. Este material produz tiocarbonida alílica em presença de álcali, e esta, um composto complexo com o brometo de prata. Ainda na presença do álcali, o complexo pode resultar em sulfeto de prata (Ag₂S). Aparentemente, esta é a sequência de reações que ocorrem na manufatura da emulsão rápida e desta maneira a presença do Ag₂S é necessária quando se deseja um material de alta sensibilidade [45].

2.2.3 FORMAÇÃO DA IMAGEM LATENTE

Muitas foram as teorias que procuraram esclarecer o modo de atuação dos pontos sensíveis de Ag₂S durante a exposição para dar lugar à imagem latente. Mas foi somente em 1938 que Gurney e Mott explicaram de modo satisfatório o mecanismo de formação da imagem latente [29].

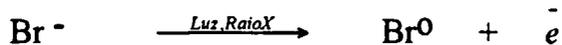
A teoria proposta é a seguinte:

Pela exposição à luz, os elétrons arrancados dos átomos de bromo deslocam-se livremente através do cristal e são capturados nos pontos sensíveis de sulfato de prata, onde desenvolvem uma carga elétrica negativa. Esta carga negativa irá atrair os ions livres de prata positivamente carregados, os quais irão

migrar para o ponto sensível, sendo então neutralizados pelos elétrons que lá se encontram, formando átomos de prata metálica. O ponto sensível crescerá pelo acúmulo de átomos de prata até se tornar suficientemente grande para atuar como um núcleo no processo de revelação.

Os estágios envolvidos no mecanismo de Gurney-Mott podem ser resumidos da seguinte maneira:

a) Absorção de um quantum de luz pelo cristal de brometo de prata, com a conseqüente liberação de um elétron do íon brometo

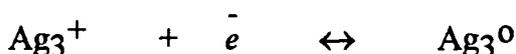


O elétron liberado movimenta-se pelo cristal até ser capturado em uma região de imagem latente ou armadilha, a qual adquire carga negativa (estágio de condução eletrônica).

b) A armadilha carregada negativamente atrai um íon de prata intersticial e neutraliza a sua carga, o que resulta na deposição local de um átomo de prata e, conseqüentemente, no retorno da armadilha à sua condição primitiva (estágio de condução iônica).



c) O ciclo inteiro se repete nas demais armadilhas e várias vezes na mesma armadilha; cada ciclo envolvendo a absorção de um quantum e a adição de um átomo de prata ao agregado.



e assim por diante.

O agregado de átomos Ag_n é a imagem latente. A presença destes poucos átomos em uma única região de imagem latente torna o grão inteiro suscetível à ação redutora do revelador.

Os processos, iônico e eletrônico, responsáveis pela prata formadora da imagem latente podem ocorrer sempre que uma quantidade suficiente de energia for transferida ao sistema.

Calcula-se de 4 a 10 o número de átomos de Ag necessários para que um grão seja revelável [45].

Em fotografia e em dosimetria, os tipos de transferência de energia que mais interessam são, naturalmente, aqueles decorrentes da exposição à luz e à radiação ionizante. Entretanto, no processo de fabricação da emulsão ou durante a sua estocagem pode-se produzir uma imagem latente espúria (imagem latente produzida sem exposição), denominada névoa (*fog*) da emulsão. A névoa se manifesta pelo aumento da densidade de grãos de prata devido à radiação de fundo e à formação de agregados de prata termicamente induzidos.

No caso da emulsão pronta, a ação de certos agentes como, por exemplo, a pressão física, temperaturas elevadas, umidades relativas altas e agentes químicos presentes na atmosfera, pode favorecer o desenvolvimento de grãos

passíveis de revelação. Neste processo todos os ions Ag^+ são convertidos em Ag^0 e o bromo é removido do filme. Naquele ponto forma-se, então, um microscópico grão opaco de prata. A presença desta prata pode ser detectada opticamente e relacionada quantitativamente à dose absorvida.

2.2.4 PROCESSO QUÍMICO

O processo químico ao qual são submetidas as emulsões, após serem expostas, pode ser dividido em cinco fases [2,12].

Revelação

O revelador é uma solução química que converte a imagem invisível (latente) em uma imagem visível composta de minúsculas partículas de prata metálica.

As moléculas da substância reveladora reduzem os ions de Ag^+ a átomos de Ag^0 , independentemente de terem sido ionizados ou não. Entretanto, nos grãos onde existe uma imagem latente esta redução será muito mais rápida e o processo de revelação pode ser interrompido antes de atingir os grãos sem imagem latente.

Os reveladores contém os seguintes constituintes: agente revelador, acelerador, preservador e controlador.

O agente revelador reduz os grãos de haleto de prata em prata metálica, o resultado depende do agente revelador e da quantidade dos outros produtos químicos associados. Na composição do agente revelador é usado principalmente metol- hidroquinona ou phenidona hidroquinona.

O acelerador é um componente químico em reação alcalina que acelera a revelação, normalmente carbonato de sódio, carbonato de potássio ou Borax.

O preservador previne a oxidação do revelador e impede a formação dos produtos de oxidação. O componente preservador utilizado é o sulfato de sódio.

O controlador tem uma pequena ação na revelação, agindo sobre os grãos de haleto de prata que não foram afetados pela luz, e formam a névoa (fog). Como resultado da ação do controlador, a formação desta névoa é muito mais lenta que a formação da imagem fotográfica. Desta maneira, a formação do fog durante o processo de revelação não atinge um nível muito alto. O material utilizado é o brometo de potássio.

Para garantir a reprodutibilidade e a homogeneidade do processo de revelação é importante manter a temperatura constante e a agitação do revelador.

Interrupção

Uma vez revelada, a película retém na gelatina quantidades consideráveis de revelador, de maneira que é necessário colocar a emulsão em uma substância que termine rapidamente a fase de revelação. Esta substância é o ácido acético diluído em água (o *stoper*).

Fixação

Quando se revela adequadamente uma emulsão fotográfica só os cristais de prata expostos se convertem em prata metálica para formar a imagem óptica. O revelador não afeta os cristais que não foram expostos. Para completar o procedimento é preciso, então, dissolver os grãos de AgBr não revelados, isto é, os que não contém átomos de Ag^0 . O fixador elimina estes cristais não revelados e endurece a gelatina para tornar o filme resistente para ser lavado e seco.

Solução Umectante

Após a lavagem final, a água sobre a superfície do filme pode formar bolhas de tamanho variado devido à sua tensão superficial. Isto é evitado passando os filmes por um banho com produtos químicos que reduzem a

tensão superficial, evitando com isto, o aparecimento de manchas sobre o filme após a secagem, que modificam os valores de densidade óptica.

Lavagem e Secagem

É essencial que após todo o processamento químico a emulsão contenha apenas partículas de prata reveladas suspensas na gelatina, para que a mesma seja completamente inerte à atividade luminosa e química. Desta forma, é preciso lavar muito bem a emulsão para remover as substâncias químicas e após a lavagem, secar em local apropriado, com temperatura controlada e livre de poluição.

2.2.5 CÂMARA ESCURA

A câmara escura é organizada em dois compartimentos, de maneira a separar a parte seca da parte úmida. A parte seca possui uma bancada com iluminação de segurança para o preparo do filme para a revelação. Nela são retiradas as embalagens de proteção dos filmes e estes são arranjados na bandeja de revelação. Na parte úmida, estão posicionados, em sequência, os tanques de aço inoxidável que contém os banhos.

Disposição dos tanques

Os tanques devem ser instalados na ordem em que são utilizados, ou seja:

- 1) Tanque de revelação.
- 2) Tanque para o banho de parada ou lavagem intermediária.
- 3) Tanque de fixador.
- 4) Tanque para a solução umectante (photoflo®).
- 5) Tanque de lavagem.

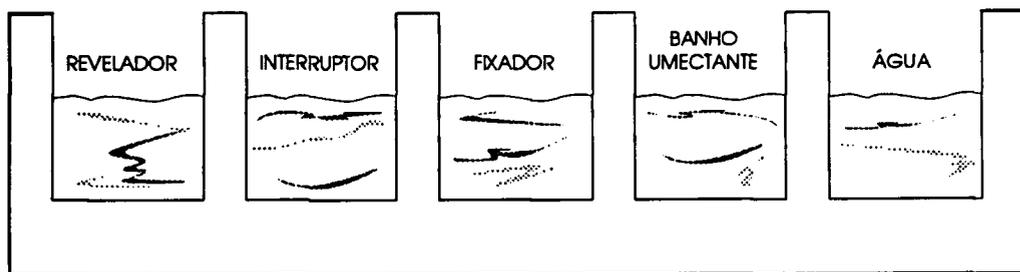


Figura 2.6 : Esquema da disposição dos tanques de uma câmara escura.

2.3 A DENSIDADE ÓPTICA E A CURVA DE RESPOSTA DOS FILMES RADIOGRÁFICOS

O grau de enegrecimento produzido em um filme exposto, revelado e fixado pode ser medido pela densidade óptica do filme (D.O.), definida pelo logaritmo do inverso da transparência (I/I_0), isto é, o logaritmo da opacidade (I_0/I) [42] :

$$D.O. = \text{Log } I_0 / I \quad (2.3)$$

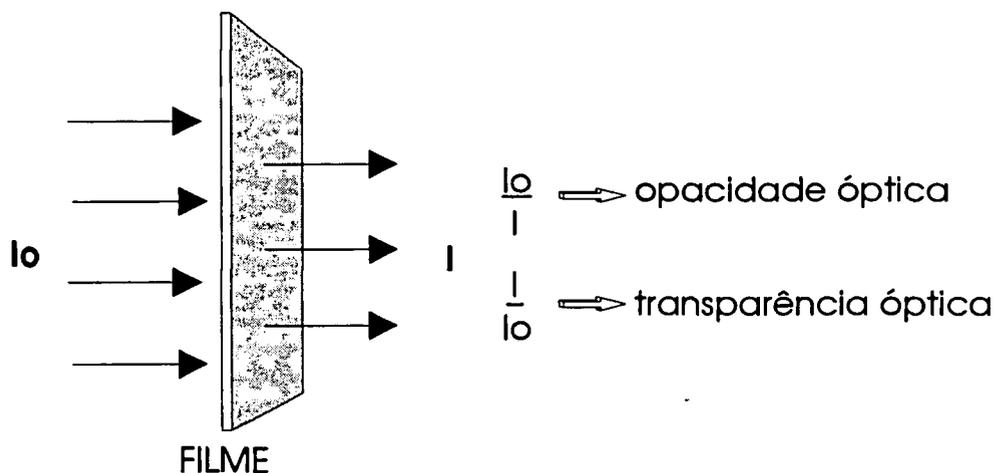


Figura 2.7 : Representação esquemática da densidade óptica.

A intensidade de luz incidente sobre o filme é representada por I_0 , e a intensidade de luz transmitida por I . Este valor é aproximadamente proporcional ao número de grãos revelados por unidade de área do filme e permite a adição direta das densidades ópticas de dois ou mais filmes quando superpostos.

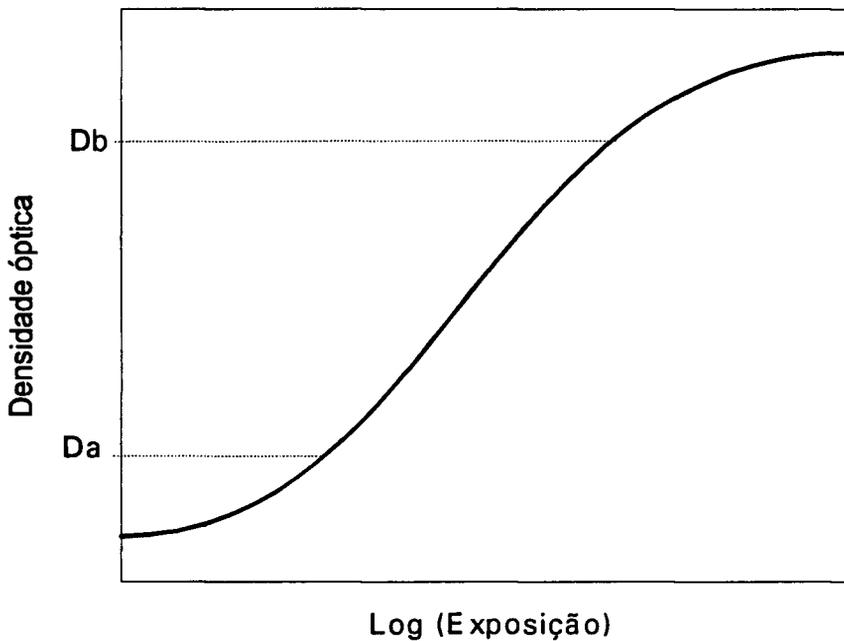


Figura 2.8 : Curva típica do enegrecimento de um filme fotográfico.

A figura 2.8 mostra como o enegrecimento de um filme dosimétrico típico varia em função da exposição à radiação, $D.O. = f(\log E)$. Utiliza-se a região de linearidade (entre D_a e D_b), sendo que o limite inferior é dado pelo menor incremento de enegrecimento que o densitômetro pode medir. O limite superior é dado pelo início da região de saturação, onde começa a ficar difícil distinguir as diferentes exposições.

2.4 ENERGIA ABSORVIDA PELA EMULSÃO

A densidade óptica do filme para uma dada exposição é dependente da energia da radiação. O valor da exposição para certas energias depende da seção de choque da interação no ar, enquanto que a densidade óptica varia com a energia absorvida na emulsão fotográfica. O valor alto de Z do brometo de prata, com número atômico 47 (Ag) e 35 (Br) respectivamente, produz uma seção de choque para o efeito fotoelétrico maior do que para o ar. A probabilidade para um evento de absorção fotoelétrica é mais alta quando a energia coincide com a energia de ligação do elétron emitido. Isto resulta em um pico na curva de resposta da dose (absorção) para a emulsão [30].

O conceito de dose na curva de resposta refere-se à dose no ar ou tecido, e não à absorção de energia na emulsão.

As energias da camada eletrônica K dos átomos de bromo e de prata são 13,5 keV e 25,5 keV respectivamente. A curva de resposta para uma radiação monoenergética poderá exibir um pico na banda de absorção para estas energias. Uma curva típica de resposta para radiação monoenergética é mostrada na *figura 2.9*.

Uma boa aproximação para o coeficiente de absorção fotoelétrico é :

$$\tau/\rho \sim (Z/E)^3 \quad (2.4)$$

onde, Z é o número atômico do absorvedor e E a energia da radiação. Isto resulta em um pronunciado enegrecimento do filme cuja dependência energética é grande na região de energia dos raios-X, abaixo de 200 keV, onde o processo de absorção fotoelétrico é dominante. O pico de absorção da emulsão fotográfica é próximo a 40 keV.

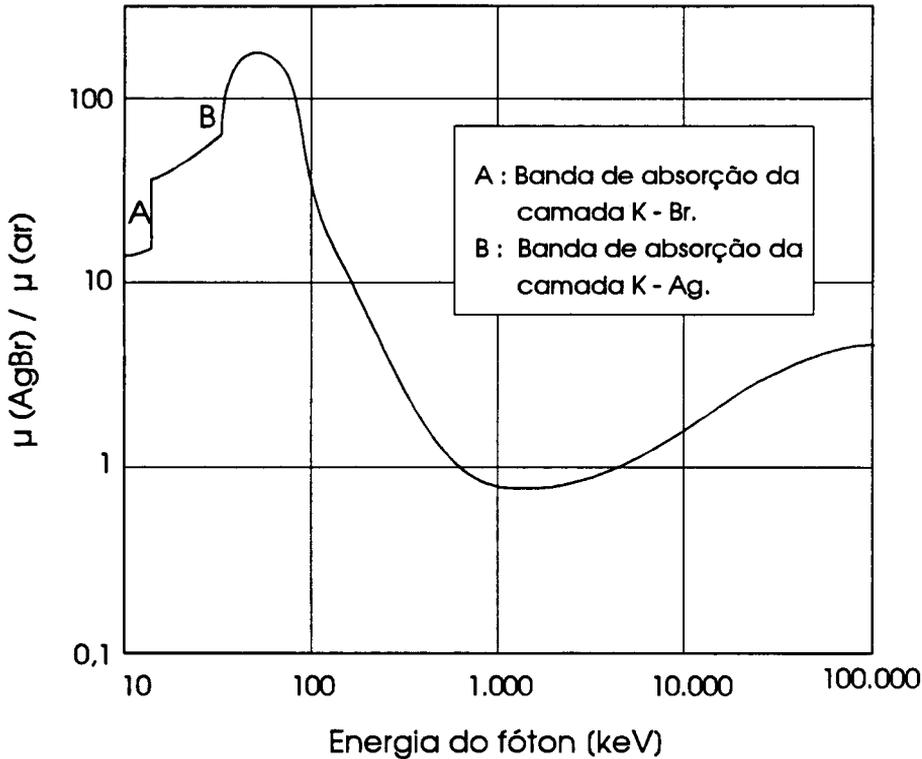


Figura 2.9: Representação esquemática da sensibilidade relativa de uma emulsão fotográfica em função da energia.

Devido à pequena absorção dos fótons X e gama por uma camada de emulsão, os filmes utilizados possuem geralmente duas camadas de emulsão, uma de cada lado do suporte. Esta disposição permite multiplicar por dois a sensibilidade do filme.

Por isso para uma mesma emulsão e dentro de um pequeno domínio de variação, a sensibilidade será praticamente proporcional à concentração de prata.

Com o aumento da energia dos fótons, os outros modos de interação (Efeito Compton e produção de pares) se tornam mais importantes e a absorção na gelatina não pode mais ser negligenciada e, de fato, seu teor na camada de emulsão pode ter uma ligeira influência sobre a sensibilidade do filme [5,46].

2.5 PROPRIEDADES DOSIMÉTRICAS

2.5.1 AVALIAÇÃO DA DENSIDADE ÓPTICA

A base da determinação da dose é a quantidade de cristais de prata na emulsão. É possível usar métodos diretos para a avaliação quantitativa de filmes dosimétricos determinando a quantidade de prata na emulsão revelada; por exemplo, análise química, ativação com nêutrons ou análise com fluorescência de raio-X. No entanto, esses métodos são usados somente em casos excepcionais, onde o intervalo de exposição é muito grande, como nas exposições acidentais, para densidades impossíveis de serem medidas opticamente [7,15,18].

A densidade óptica, D.O., é proporcional ao número de grãos de prata revelados por unidade de área. Por causa da função logarítmica, a D.O. das duas camadas superpostas se somam. A abertura do densitômetro é um aspecto importante em densitometria. Ela deverá ser grande o suficiente para evitar flutuações estatísticas na D.O., poucos milímetros já são suficientes.

Quando comparamos os valores de D.O. "absoluta", devemos estar atentos ao fato que diferentes densitômetros poderão ter diferentes características ópticas. A quantidade de luz transmitida através do filme vista pelo densitômetro pode variar, dependendo das propriedades do filme tais como espessura, e quantidade de água. O filme úmido apresenta uma D.O. diferente do que quando seco.

A D.O. é normalmente medida com um densitômetro especialmente adaptado à medidas de densidades fotográficas, onde o feixe paralelo da fonte de luz se torna difuso ao atravessar um vidro opaco antes ou depois de passar pela emulsão.

Usando a equação 2.3 nota-se que :

- Para D.O. = 1, um filme é observável à luz do dia
- Para D.O. > 2, é necessário um negatoscópio
- Para D.O. > 5, um filme não é observável pelos meios clássicos.

As densidades ópticas utilizadas em dosimetria são da ordem de 1 a 4.

2.5.2 DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA

Na região de energias baixas o efeito fotoelétrico (proporcional à Z^5) predomina e faz com que o filme absorva muito mais energia por unidade de exposição que na região de energias altas (efeito Compton proporcional à Z).

A forte dependência energética dos filmes pode ser compensada colocando -se o filme entre um material de Z elevado ou fazendo com que o porta-filme se transforme em um espectrômetro de energia, usando-se diferentes filtros metálicos em diferentes áreas do filme.

A *figura 2.10* mostra a resposta de uma emulsão fotográfica típica para doses iguais de raios gama com diferentes energias. A sensibilidade é maior para fótons de energia baixa, tanto que um filme sem o filtro poderá superestimar a dose de raios-X e raios gama comparadas com aquelas de energia alta [28].

Medindo-se a densidade óptica nas diferentes áreas (pelo menos duas), e tendo-se a calibração apropriada com feixes de raios-X de espectro de energia conhecido, é possível ter-se informação espectral útil sobre os raios-X, além da dose medida.

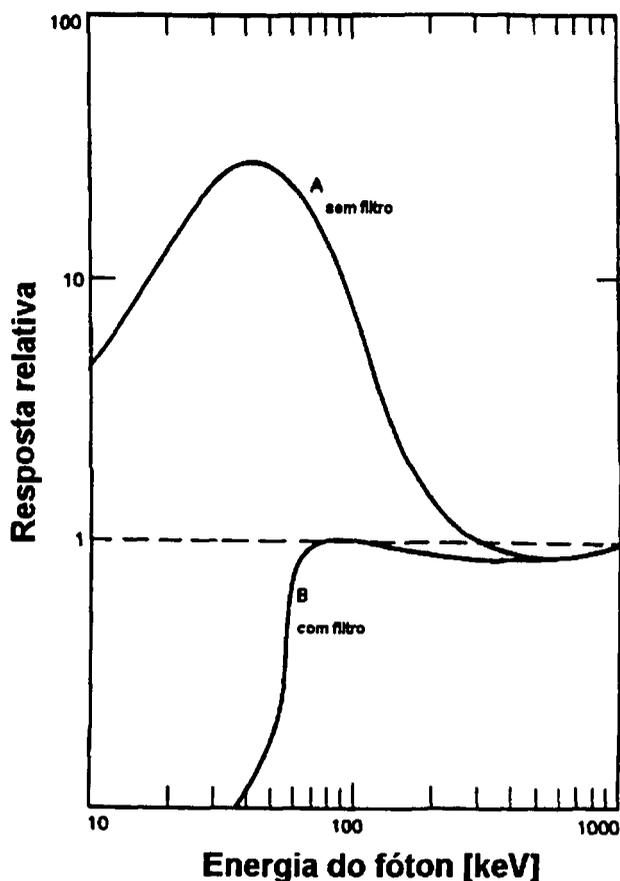


Figura 2.10 : Resposta relativa de um filme típico com e sem a compensação de filtros.

2.5.3 ESTABILIDADE

Ao fim de uma exposição, uma fração dos centros sensíveis não revelados em um certo tempo são destruídos. A imagem pode regredir sob o efeito de agentes exteriores como a temperatura, umidade e oxidação e transformar o grão de haleto de prata, que recebeu fótons necessários para formar a imagem latente, em um grão não revelável. O processo químico pode

continuar por meses e anos após a exposição, ele só é interrompido pela revelação[46].

Esta regressão da imagem latente, desvanecimento (*fading*), é acompanhada de um aumento da névoa (*fog*) da emulsão, particularmente quando os filmes são estocados por longos períodos. O *fading* é o oposto do *fog*.

O desvanecimento pode ser causa de consideráveis erros na avaliação da dose, pois pode produzir densidades bem diferentes. O desvanecimento é limitado, principalmente na superfície do grão, e aumenta com o seu diâmetro.

2.5.4 DEPENDÊNCIA ANGULAR

A dependência angular do filme é esperada ser muito pequena. A reduzida área efetiva do filme projetada na direção do feixe de radiação é compensada pelo aumento do percurso de cada fóton através da emulsão. Quando são utilizados filtros, uma variação do ângulo do dosímetro relativo ao feixe causará um aumento da espessura efetiva do filtro. Assim, a dependência direcional de várias combinações filme/filtro podem ser significantes.

2.5.5 LIMITES DE DOSE

De acordo com as recomendações da norma ISO 1757 existem três classes diferentes de dosímetros fotográficos pessoais [22].

Classe A : Dosímetros para monitoração em proteção radiológica apropriados para o intervalo de $5,16 \times 10^{-6}$ a $1,29 \times 10^{-3}$ C.kg⁻¹ (20 mR a 5 R).

Classe B : Dosímetros para monitoração em proteção radiológica apropriados para o intervalo de $1,55 \times 10^{-6}$ a $1,03 \times 10^{-1} \text{ C.kg}^{-1}$ (60 mR a 400 R).

Classe C : Dosímetros para uso em emergências apropriados para o intervalo de $2,58 \times 10^{-6}$ a $2,58 \times 10^{-1} \text{ C.kg}^{-1}$ (10 a 10^3 R).

Usando duas emulsões diferentes, uma rápida, com grãos grandes, e outra lenta, com grãos pequenos, pode-se cobrir o intervalo de $5,16 \times 10^{-6}$ a $2,58 \times 10^{-1} \text{ C.kg}^{-1}$ (20 mR a 1000 R), com um único filme.

2.5.6 CALIBRAÇÃO

O processo de revelação é normalmente bem controlado, todavia, um certo número de filmes de calibração devem ser incluídos em cada processo. Este filme de calibração é previamente irradiado com uma dose de referência nas mesmas condições que as utilizadas para a determinação da curva de calibração padrão.

A utilização dos filmes de calibração torna-se obrigatória quando da troca dos banhos do processo de revelação ou da emulsão.

2.5.7 AVALIAÇÃO DA DOSE

Se a energia da radiação medida é igual à energia utilizada na calibração, a exposição pode ser lida diretamente na curva de calibração. Entretanto, se a energia da radiação é desconhecida, como é a situação mais frequente, a exposição verdadeira poderá ser calculada por meio de um sistema multi-filtros, como mencionado na seção 2.5.2.

3.0 REDES NEURAIAS

3.1 INTRODUÇÃO

O conceito de simulação da inteligência humana pode envolver dois valores semânticos distintos. Uma dessas interpretações pressupõe o desenvolvimento de sistemas artificiais que sigam fielmente as características de funcionamento do cérebro humano, enquanto que a outra interpretação justifica a criação de sistemas que se baseiem em processos totalmente distintos daqueles empregados pela natureza na criação e desenvolvimento dos sistemas neurais. Embora esta última proposição não seja inconsistente do ponto de vista lógico, vai sempre se defrontar com o objetivo básico que impulsiona a criação de máquinas artificiais inteligentes, qual seja, a de gerar sistemas que trabalhem em parceria com o homem. Como decorrência desta exigência de interfaciamento surge o requisito de que embora diferentes em estrutura e funcionalidade, as máquinas artificiais e as naturais devam compartilhar um conjunto mínimo de modelos comuns [38].

O cérebro humano é o sistema computacional mais complexo conhecido pelo homem. A capacidade do cérebro de *pensar, lembrar e resolver problemas*, inspiraram o homem a criar novas máquinas computacionais baseadas nas características do cérebro humano.

As redes neurais surgem como uma tentativa de emular algumas capacidades do cérebro humano. Foram desenvolvidas segundo a abordagem conexionista, segundo a qual é virtualmente impossível transformar em algoritmos, isto é, reduzir a uma sequência de passos lógicos e aritméticos, diversas tarefas que o cérebro humano executa com facilidade e rapidez, como reconhecer rostos, compreender e traduzir línguas etc. No modelo conexionista são implementados em um computador modelos cognitivos que se baseiam na

organização do cérebro humano. Desta forma a informação é processada no computador da mesma forma como é processada no cérebro, ou seja, por uma população de elementos computacionais simples chamados de elemento de processamento (EP) ou *neurônio* em analogia com as células do sistema nervoso.

O estudo dos processos computacionais que podem ser realizados por sistemas dinâmicos que obedecem a este paradigma é chamado de *neurocomputação*. Os modelos cognitivos que esta se propõe são chamados *redes neurais artificiais* [19,37,40].

3.2 O NEURÔNIO

O neurônio é a célula fundamental do sistema nervoso e em particular do cérebro. Cada neurônio é uma simples unidade de processamento que recebe e combina sinais provenientes de outros neurônios através de estruturas de recepção chamadas *dendritos*. Se a integração dos sinais de entrada é suficientemente elevada em relação a um limiar, o neurônio produz um sinal de saída através de uma estrutura chamada de *axônio*. Esta simples transferência de informação é de origem química, porém os seus efeitos elétricos podem ser medidos.

O cérebro consiste de aproximadamente 10 bilhões de neurônios densamente interconectados. A conexão de um axônio de um determinado neurônio ao dendrito de outro neurônio é chamada de *sinapse*. A transmissão através da sinapse é de natureza química e a intensidade do sinal transferido depende da quantidade de neurotransmissores liberados. Esta *eficiência sináptica* é modificada quando o cérebro *aprende*. A sinapse combinada com o processamento da informação no neurônio forma o mecanismo básico da memória do cérebro.

A *figura 3.1* mostra simplificada, um neurônio do cérebro humano.

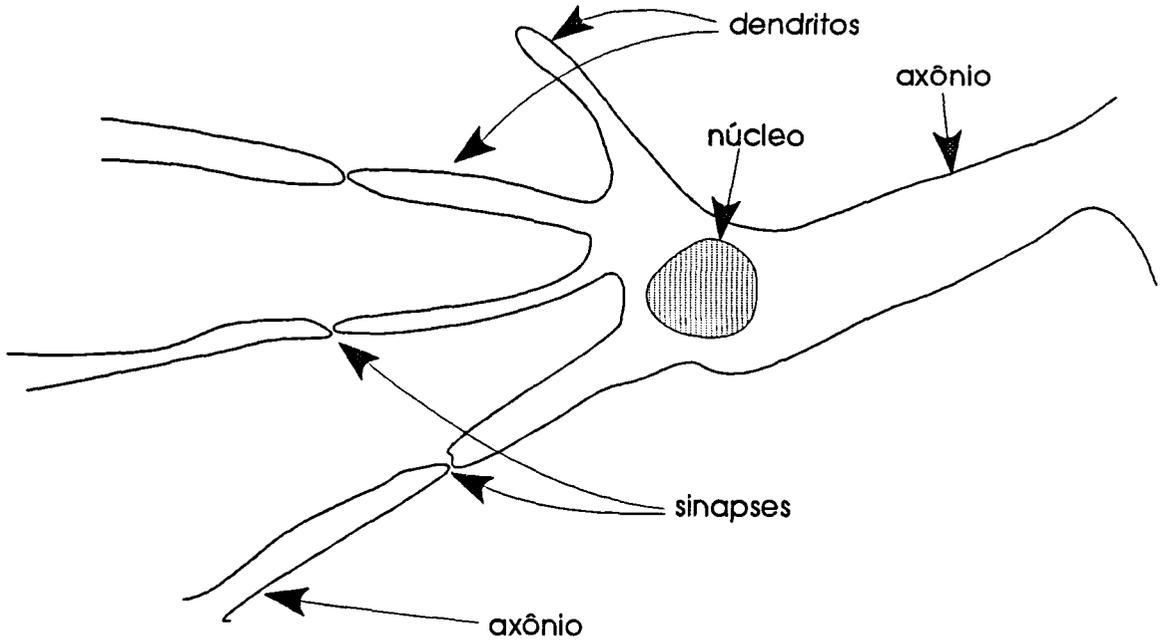


Figura 3.1 : Estrutura de um neurônio.

3.3 REDE NEURAL ARTIFICIAL

Em uma rede neural artificial a unidade análoga ao neurônio biológico é denominada *elemento de processamento* (EP). Um elemento de processamento tem muitas entradas (*dendritos*) e combina, usualmente através de uma simples soma, os valores apresentados na entrada. O resultado é um nível de atividade interna do elemento de processamento. A combinação das entradas é então modificada por uma *função de transferência*. Esta função de transferência pode ser um limiar com a função de deixar passar apenas aquele nível, da combinação de entradas ou *atividade*, superior a um determinado nível, ou pode ser uma função contínua da combinação de entradas. O valor de saída da função de

transferência é geralmente transferido diretamente à saída do elemento de processamento.

A saída de um elemento de processamento pode ser conectada à entrada de outro elemento de processamento através de uma ligação cuja intensidade ou *peso* corresponde à eficiência sináptica das conexões neurais biológicas. O peso das ligações modifica os valores de entrada antes que sejam somados. Assim, a função de soma é uma soma ponderada. A figura 3.2 mostra um diagrama esquemático de um neurônio artificial.

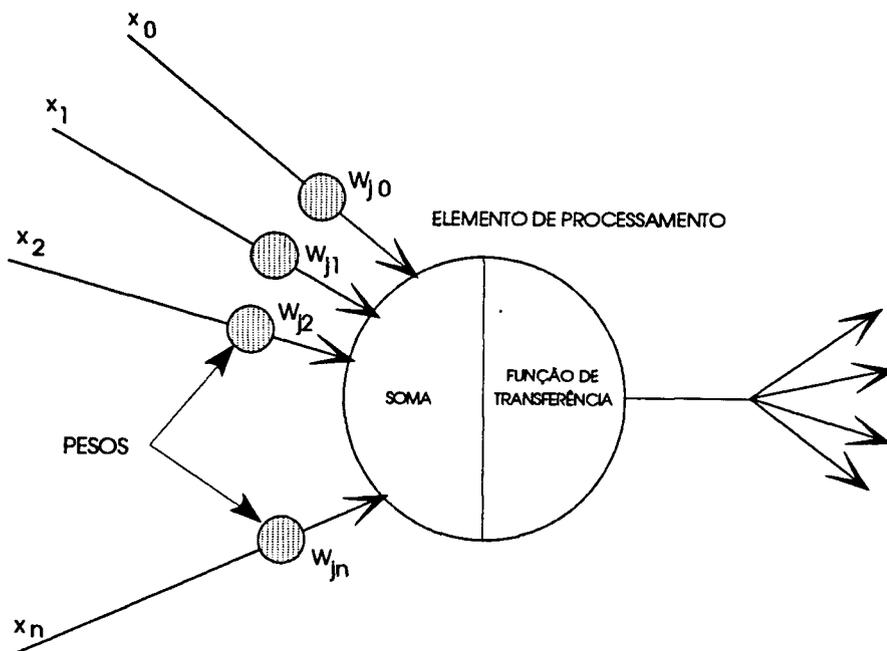


Figura 3.2 : Neurônio artificial.

Um elemento de processamento isolado é apenas um processador de sinais, os efeitos interessantes resultam da maneira como os elementos de processamento estão interconectados.

Uma rede neural consiste em muitos elementos de processamento organizados e conectados de diversas maneiras (topologias). Uma forma usual consiste na organização em camadas ou níveis. Uma rede neural típica consiste

de uma sequência de camadas com interconexões aleatórias entre camadas sucessivas. As únicas camadas que tem conexão com o exterior são as camadas de entrada e saída. A camada de entrada que recebe os dados de entrada a rede não processa, atua apenas como *buffer* de entrada. A camada de saída ou *buffer* de saída, armazena a resposta da rede para um determinado conjunto de entradas. Todas as outras camadas que não tem conexão direta com o exterior são denominadas de camadas *ocultas*. A *figura 3.3* mostra uma topologia típica de rede neural.

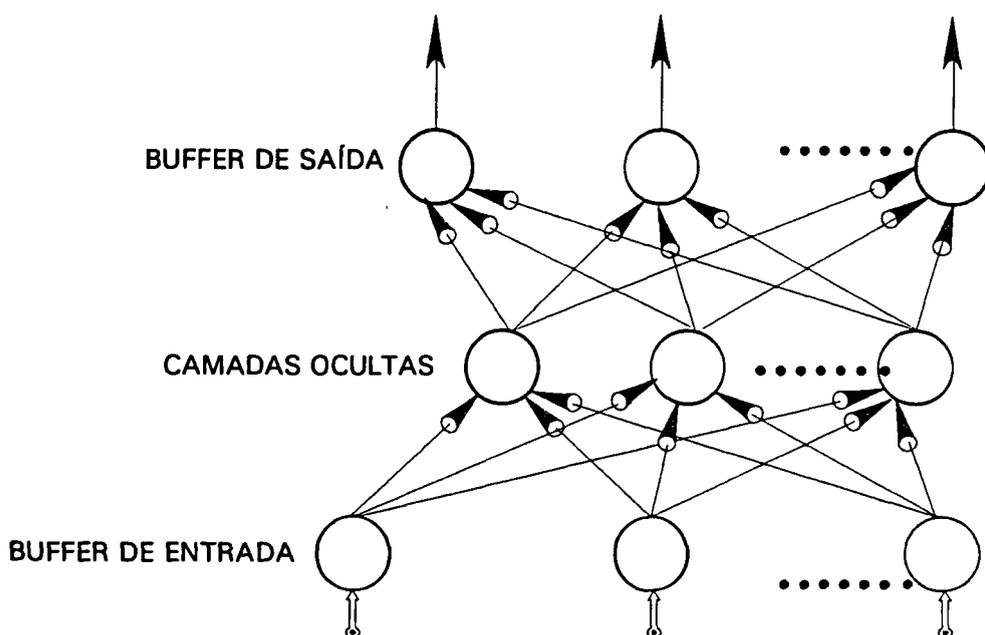


Figura 3.3 : Topologia de uma rede neural.

3.4 OPERAÇÃO DA REDE NEURAL

A operação de uma rede neural apresenta duas etapas diferentes: o aprendizado ou treinamento e a utilização da rede treinada.

3.4.1 TREINAMENTO DE UMA REDE NEURAL

O treinamento é o processo de adaptação ou modificação dos pesos das conexões em resposta a um estímulo *apresentado* na camada de entrada e opcionalmente na camada de saída. O estímulo apresentado na camada de saída corresponde à resposta desejada para uma dada entrada. Esta resposta desejada é providenciada por um *professor*. Neste caso o treinamento é denominado de treinamento ou aprendizagem *supervisionada*.

Se a saída desejada é diferente da entrada, a rede treinada é denominada de *hetero-associativa*. Se todos os exemplos de treinamento são iguais às saídas desejadas a rede treinada é chamada de *auto-associativa*. Se não são utilizados exemplos de treinamento com as saídas, o treinamento é chamado de *não-supervisionada*.

Qualquer que seja o tipo de treinamento usado, uma característica essencial de qualquer rede neural é a sua *regra de aprendizado*, a que especifica como os pesos das conexões devem adaptar-se em resposta a um exemplo de treinamento. O treinamento de uma rede requer que um conjunto de exemplos de treinamento seja *mostrado ou apresentado* à rede milhares de vezes. Os parâmetros que controlam o aprendizado da rede podem mudar no tempo em função do progresso do treinamento.

3.4.2 UTILIZAÇÃO DE UMA REDE NEURAL

A utilização de uma rede neural refere-se a como a rede treinada processa um estímulo apresentado à camada de entrada e cria uma resposta na camada de saída. A diferença principal em relação ao treinamento é que não há modificação nos pesos das conexões. O estímulo apresentado à camada de entrada é transferido para as camadas ocultas onde cada elemento de processamento processa (soma) cada entrada multiplicada pelo peso de sua conexão,

determinado no treinamento, e aplica a função de transferência na soma para gerar a sua saída para outro elemento de processamento de uma camada oculta ou da camada de saída. Diferente do aprendizado, onde o treinamento pode durar horas de processamento, a utilização da rede treinada implica em cálculos matemáticos que podem ser realizados por um computador em uma fração de segundo.

4.0 ORGANIZAÇÃO DO SERVIÇO DOSIMETRIA FOTOGRAFICA DO IPEN

A operação de um serviço de monitoração individual envolve várias etapas desde a compra do detector até a emissão do relatório referente às doses avaliadas. A organização do Serviço de Dosimetria operado pelo IPEN é mostrada na *figura 4.1*.

A sequência de operações envolve :

- a) Armazenagem dos filmes : Os filmes devem ser armazenados em condições ambientais que proporcionem temperatura e umidade baixas. No Laboratório de dosimetria do IPEN, os filmes são armazenados em um refrigerador do tipo frio seco.
- b) Calibração dos filmes : O procedimento de calibração de um sistema dosimétrico envolve sua irradiação em feixes com energias efetivas conhecidas, submetendo-o a diferentes valores de exposição para cada energia, desse modo, para a área de leitura sob um dado filtro, pode-se construir uma curva de calibração que relacione a densidade óptica com a exposição para cada uma das energias de calibração.
- c) Cadastramento dos usuários e das instituições : São utilizados formulários padronizados para obter informações a respeito do trabalhador e da atividade por ele desenvolvida. Estas informações são armazenadas no computador em um banco de dados.

- d) Numeração dos filmes : Os filmes são numerados por pressão mecânica no IRD.
- e) Envio dos filmes para os usuários e embalagem : Os filmes que serão enviados às instituições, são mensalmente alocados pelo computador que também faz a distribuição aleatória dos filmes para os usuários, de modo a evitar que um usuário receba o filme com o mesmo número do mes anterior. Esta distribuição dos filmes é feita por meio de uma *listagem de alocação* em três vias relacionando o nome da instituição, o setor, o nome do usuário e o CPF, e o número do filme. Duas vias desta listagem são enviadas à instituição juntamente com os filmes. A outra via é arquivada no laboratório. O envio dos filmes é feito por via postal, usando envelopes acolchoados para protege-los de danos durante o transporte.
- f) Utilização e devolução dos filmes : O período de utilização é de um mês.
- g) Recebimento dos filmes no Laboratório de Dosimetria Fotográfica do IPEN : O filmes utilizados são enviados ao laboratório pelas instituições para serem processados, acompanhados por uma das vias da *listagem de alocação* com as eventuais observações. Todos os filmes recebidos são conferidos pelo laboratório.
- h) Processamento fotográfico dos filmes : O processamento inclui as etapas de revelação, interrupção, fixação, lavagem e secagem.

- i) **Leitura dos filmes :** As densidades ópticas sob cada filtro são lidas utilizando densitômetro de transmissão.

- j) **Cálculo da dose equivalente :** O sistema de cálculo de dose desenvolvido no IPEN é baseado em uma nova e poderosa ferramenta computacional pertencente ao campo da inteligência artificial que são as **Redes Neurais**, baseadas em modelos cognitivos. Este método permite a avaliação da energia efetiva média da radiação ionizante e da dose resultante.

- k) **Comunicação de doses elevadas:** Nos casos em que o usuário ultrapassou o limite de dose mensal, o fato é comunicado ao responsável da Instituição dentro do prazo normal do relatório de dose, o fato é comunicado também à Coordenação de Proteção Radiológica e Dosimetria (COPROD/IRD). Quando a dose mensal é superior a 15 mSv e inferior a 100 mSv o valor é comunicado à Instituição no prazo máximo de 24 horas, e à COPROD no prazo normal do relatório de dose. Para doses acima de 100 mSv o valor é comunicado à Instituição e à COPROD dentro do prazo máximo de 24 horas.

- l) **Registro das doses em um banco de dados:** O Laboratório de Dosimetria Fotográfica, organizou um banco de dados que permite a emissão imediata de histórico individual de dose sempre que necessário.

- m) **Remessa do resultado:** A avaliação de dose é enviada ao usuário no prazo de 30 dias do recebimento dos filmes para a avaliação.

- n) Registro de dose em um banco de dados central: A CNEN / sede utiliza o programa CD-3, implantado na CNEN/CIN, que centraliza as informações geradas por todos os serviços de monitoração individual no Brasil [20].

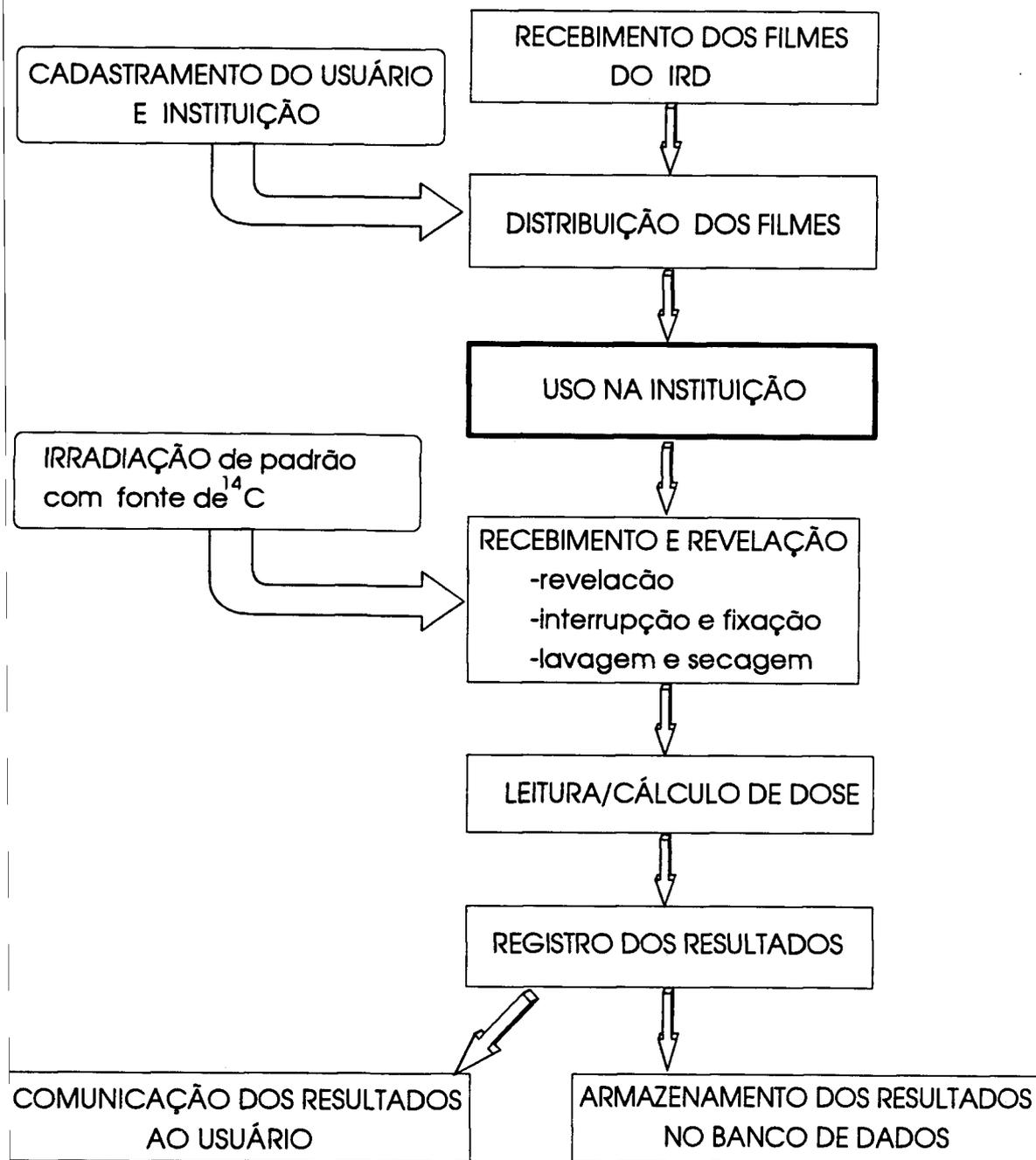


Figura 4.1 : Fluxograma de atividades do serviço de dosimetria fotográfica.

4.1 CONTROLE DE QUALIDADE

4.1.1 CONTROLE DOS FILMES VIRGENS-ARMAZENAMENTO

Os filmes utilizados no IPEN são enviados mensalmente pelo IRD (Instituto de Radioproteção e Dosimetria), através de acordo com a CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear) a todos os laboratórios a ela pertencentes. Cabe ao IRD os testes de qualidade de armazenamento antes de numerar e enviar os filmes aos outros laboratórios.

Os testes são feitos da seguinte maneira:

Antes dos filmes serem numerados, 48 horas aproximadamente, é retirado aleatoriamente um filme de cada caixa (150 unidades por caixa). Estes filmes são revelados e lidos no densitômetro. As densidades ópticas lidas são anotadas em um sistema de registro. Caso algum filme apresente uma densidade óptica que seja significativamente diferente da média do conjunto, a caixa correspondente é retirada do lote e analisada mais detalhadamente. Se, então, algum problema for realmente constatado, a caixa é inutilizada[12,20].

4.1.2 CONTROLE DA QUALIDADE NA REVELAÇÃO

O controle de qualidade da revelação dos filmes é realizado com o objetivo de corrigir eventuais variações de tempo de revelação, temperatura e atividade química dos banhos, de forma a tornar reproduzível todo o processo. Para isso, antes de cada revelação, um filme é irradiado com um padrão de exposição em condições de elevada reprodutibilidade e revelado junto com o lote.

4.1.3 CONTROLE DE QUALIDADE NA LEITURA

Este controle é realizado diariamente através de filmes cuja densidade óptica é conhecida. O densitômetro é calibrado através de um filme padrão, fornecido pelo fabricante, contendo densidades ópticas cujos valores variam desde 0,10 a 4,0.

4.1.4 CONTROLE DA RADIAÇÃO DE FUNDO (BACKGROUND)

Para assegurar que a exposição medida em um filme revelado foi a exposição efetivamente sofrida pelo usuário, deve-se ter uma garantia de que o dosímetro não tenha sido exposto à radiação fora do seu período de uso. Caso isto tenha acontecido, é necessário medir esta exposição indesejável. Assim, juntamente com os filmes de monitoração destinados a uma instituição é enviado um filme de controle que não deve ser usado e que deve ser guardado longe de fontes de radiação, no mesmo local com os demais filmes quando não estiverem em uso.

Como este filme de controle acompanha os demais antes e depois do período de uso, qualquer irradiação espúria será por ele detectada, de modo que os valores das leituras deste filme são subtraídos aos valores das densidades ópticas correspondentes lidas para os outros filmes, possibilitando a obtenção da exposição real sofrida pelo usuário.

4.1.5 DOCUMENTAÇÃO

Todas as informações sobre o filme, o usuário, o processo de revelação e a avaliação são documentadas de modo a permitir a recuperação das informações caso seja necessário identificar desvios, verificar os procedimentos ou repetir resultados.

5.0 DOSÍMETRO UTILIZADO NO IPEN

5.1 DESCRIÇÃO DO PORTA FILME

Os dosímetros fotográficos utilizados em dosimetria externa devem ser capazes de estimar com razoável exatidão ($\approx 20\%$) a dose absorvida na superfície do corpo para exposições de raios- X e gama, num grande intervalo de exposição. O dosímetro fotográfico utilizado no IPEN, em uso desde 1961, consiste do porta filme e do filme propriamente dito.

O filme utilizado é o modelo Personal Monitoring 2/10 fabricado pela AGFA-GEVAERT, que possui duas películas com emulsão nas duas faces, uma película, de baixa velocidade e alto contraste para raios-X (D 2) e outra muito sensível (D 10) específica para radiação beta , gama e raios-X , que é 64 vezes mais sensível que a outra [1,4,14].

A dose de radiação medida é aceitável quando a diferença entre a dose máxima e mínima a ser registrada pelo porta filme excede o intervalo correspondente de uma única película.

A emulsão mais sensível é capaz de detectar $5,2 \times 10^{-6}$ C. kg⁻¹ (20 mR) de radiação gama do ⁶⁰Co e menos de $5,2 \times 10^{-7}$ C. kg⁻¹ (2,0 mR) de raios-X de energia baixa.

A emulsão menos sensível cobre uma faixa de exposições suficientemente grande para detectar a maior parte das irradiações acidentais, tendo como limite superior cerca de $7,8 \times 10^{-2}$ C. kg⁻¹ (300 R).

A combinação dos dois filmes cobre um intervalo de dose de 0,1 mSv de radiação *dura* (por exemplo ⁶⁰Co). Dependendo do filtro usado, até 1 Sv de raio-X *mole* (por exemplo 70 keV). A *figura 5.1*, mostra a curva característica do filme AGFA-GEVAERT 2/10.

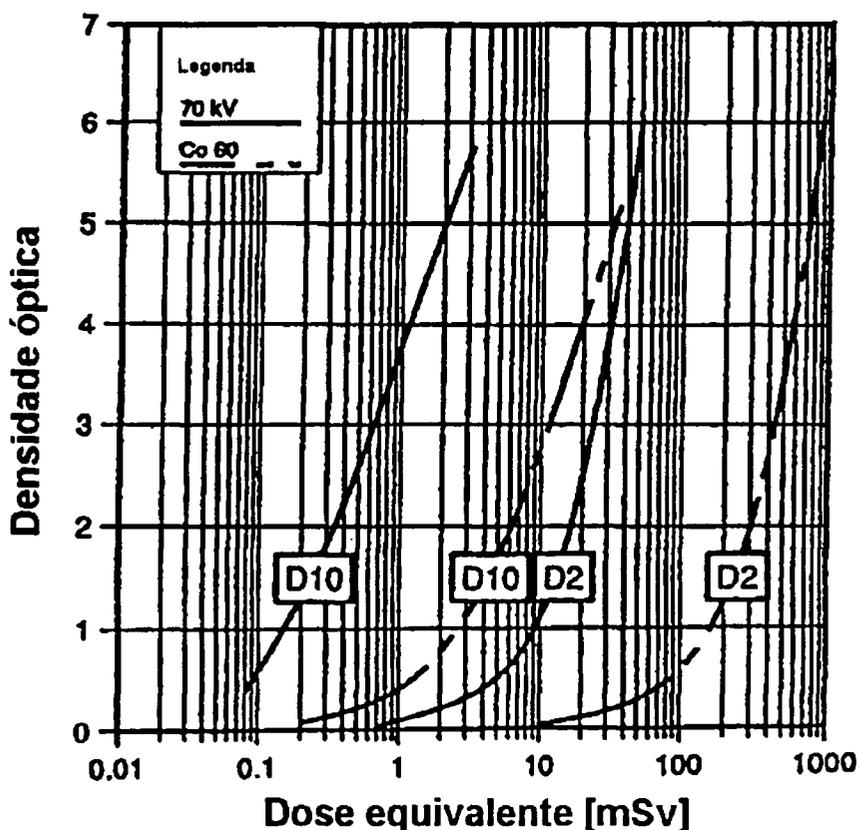


Figura 5.1: Curvas características do filme PersonalMonitoring 2/10.

Considera-se aceitável em medidas de dose de radiação que a diferença entre a dose real e a dose medida não exceda a 20%. Isto obriga o fabricante a cumprir as seguintes exigências:

- 1- Manter estreitos os limites de tolerância entre sensibilidade e *fog*.
- 2- Estabilidade da imagem latente.
- 3- A curva característica deve ser linear, de maneira que as densidades possam ser medidas com um densitômetro convencional.

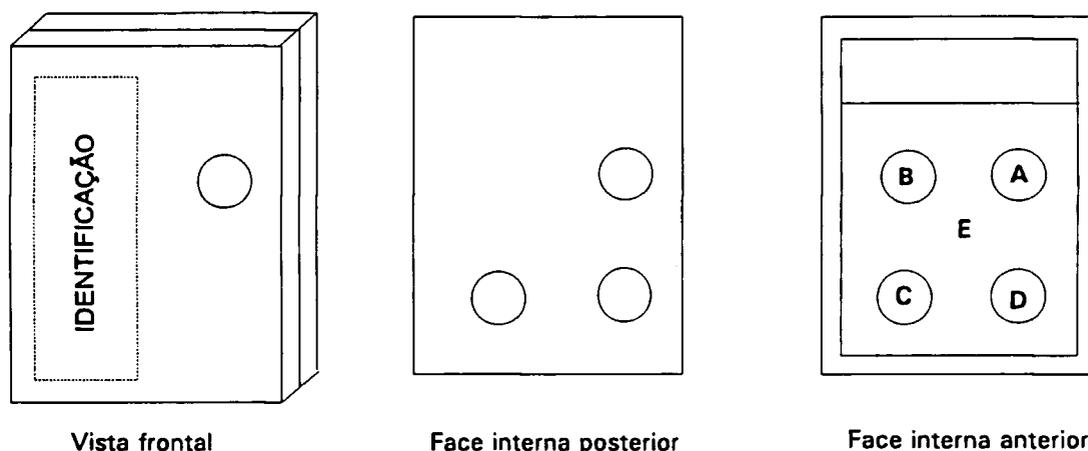
Os filmes são protegidos por uma embalagem que os protege dos efeitos da luz e dos agentes químicos e mecânicos. Além da embalagem externa, existe

um protetor que separa as duas emulsões e separa também a emulsão da embalagem externa.

O porta filme consiste de uma pequena caixa de polietileno de dimensões 3,6 x 6,0 x 0,8 cm , contendo 3 filtros metálicos (Pb ,Cu e Cd), com as seguintes espessuras : 0,5 mm de Pb , 0,5 mm de Cu e 0,65 mm de Cd, localizados na face anterior e posterior entre a parede plástica e o filme. O próprio porta filme funciona como um filtro adicional de 0,4 cm de polietileno, como mostra a *figura 5.2*.

Na parede anterior existe também um orifício (janela aberta) de 5mm de diâmetro, apesar de chamarmos janela aberta, existe a própria embalagem que protege o filme. Nesta região, a leitura da densidade óptica no filme não é função da atenuação da parede de plástico do porta filme nem da atenuação dos filtros metálicos [3,4,6].

Assim, estes filtros definem sobre este filme cinco áreas irradiadas de aproximadamente 10 cm² com diferentes níveis de enegrecimento depois do filme ter sido irradiado.



- A - Janela Aberta (6 mg/cm²)
- B - Filtro Cd (550 mg/cm²)
- C - Filtro Pb (660 mg/cm²)
- D - Filtro Cu (600 mg/cm²)
- E - Plástico (400 mg/cm²)

Figura 5.2: Porta filme utilizado no IPEN

O filtro de chumbo discrimina radiação de energias mais baixas, o que facilita a determinação da energia da radiação incidente. A energia efetiva, para efeito de calibração do dosímetro, é aquela do ⁶⁰Co. São atribuídas ao filtro de chumbo, as leituras para efeito de dose acumulada, a qual denominamos de dose profunda.

O filtro de cádmio é usado para determinação de doses de nêutrons lentos. Este metal tem uma grande secção de choque de captura para nêutrons térmicos e meia vida conveniente. O cádmio emite a radiação gama de alta energia, acima de 9 MeV.

Um filtro de cádmio de 0,5 mm absorve praticamente todos os nêutrons térmicos.

Os nêutrons térmicos produzem uma densidade óptica no filme sobre o filtro de cádmio através da reação $^{113}\text{Cd} (n, \gamma) ^{113}\text{Cd}$ e qualquer densidade óptica sobre este filtro, que exceda aquele valor esperado devido a radiação gama recebida, é atribuído a nêutrons térmicos [30].

Na janela aberta e no plástico determina-se a energia efetiva recebida, para baixas energias, inferiores a 250 keV, onde é grande a probabilidade de ocorrer o efeito fotoelétrico. O enegrecimento causado no filme na posição da janela aberta atribuímos à dose superficial.

O filtro de cobre permite diferenciar os fótons dos raios-X e gama compreendidos em um intervalo de 30 keV a 100 keV.

A medida do enegrecimento das emulsões fotográficas deve permitir a avaliação da dose de radiação ionizante recebida pelo portador do dosímetro.

5.2 DEPENDÊNCIA ENERGÉTICA DO DOSÍMETRO UTILIZADO NO IPEN

Para avaliar a dependência energética do dosímetro utilizado no IPEN foram normalizadas todas as leituras de densidade óptica em relação à leitura sobre o filtro de chumbo, para a energia de 1250 keV. A relação D'/D onde D' é a dose "aparente" e D é a dose equivalente realmente recebida pelo portador do dosímetro, pode assumir diferentes valores dependendo da energia. Assim, no caso do filtro de chumbo e para a energia do ^{60}Co a dose aparente é igual à dose equivalente, ou seja, a relação D'/D é igual a um [6].

A *figura 5.3* mostra a relação entre a dose aparente e a dose equivalente, D'/D , em função da energia dos fótons (dependência energética).

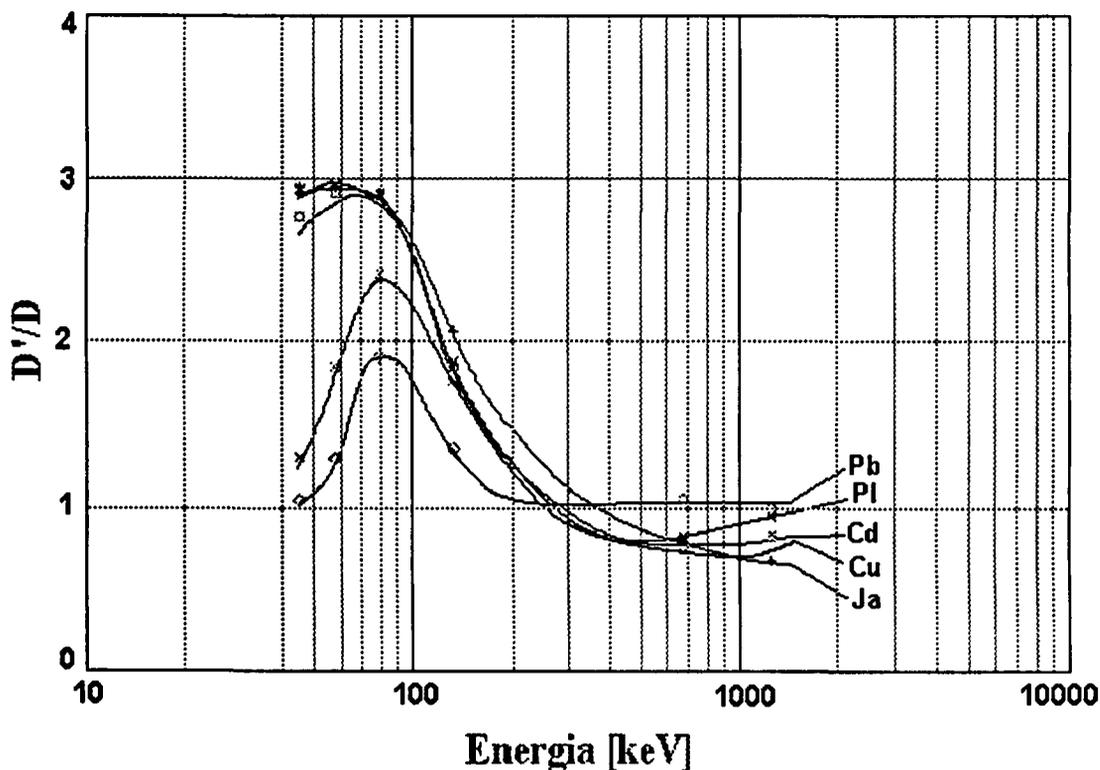


Figura 5.3 : Dependência energética do filme de baixo alcance para diferentes filtros.

Considerando-se uma radiação de energia próxima de 100 keV constata-se que para a janela aberta a razão D'/D , onde D' é a dose aparente e D é a dose "equivalente", é igual a 2,6. Pode-se dizer que a 100 keV a emulsão fotográfica utilizada absorve 2,6 vezes mais a radiação que uma mesma massa de tecido biológico.

Ignorando-se a energia da radiação incidente pode-se, neste caso, superestimar a dose de 2,6 vezes seu valor.

Nas curvas de resposta do filme em função da energia podemos observar que para uma mesma energia $E_i \sim 150$ keV obtem-se sob os diferentes filtros uma série de doses aparentes muito diferentes.

$$D'/D \approx 2 \text{ sob a janela aberta}$$

$$D'/D \approx 1,4 \text{ sob o filtro de chumbo}$$

Supondo-se o caso em que se tenha uma radiação de energia E_i pura, a relação de leituras dos filtros será suficiente para identificar essa energia E_i , e os coeficientes D'/D . Mas, infelizmente, isto raramente acontece, já que sempre existe uma mistura de energias diferentes.

6.0 MATERIAIS E MÉTODOS

6.1 MATERIAIS UTILIZADOS

Foram utilizados os filmes fotográficos 2/10 da AGFA-GEVAERT, e o porta filme em uso no IPEN como descrito no item 5.1.

6.2 SISTEMAS DE IRRADIAÇÃO FRONTAL

As irradiações foram executadas pelo Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (LNMRI/IRD), utilizando as radiações X e gama estabelecidas pela ISO 4037 [21], conforme tabela 6.1.

Tabela 6.1: Características dos espectros de raios-X utilizados nas irradiações para a calibração.

Alta Tensão (kV)	Filtração Adicional (mm)		C.S.R* (mm de Cu)	Energia Efetiva (keV)
	Cu	Sn		
60	0,3	-	0,18	45
80	0,5	-	0,35	58
110	2,0	-	0,94	79
200	-	2,0	3,11	134

* C.S.R camada semi redutora

O dosímetro fotográfico é calibrado em termos de exposição livre no ar, no raio central do feixe de radiação. Os pontos de calibração para energias baixas e médias

são determinados utilizando-se feixes de raios-X emitidos pelo gerador STABILIPAN, modelo 250 da SIEMENS.

Assim, para o exercício e controle das exposições profissionais, é estabelecido o fator de conversão: $2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C. kg}^{-1}$ equivale a 0,01 Sv.

Para energias altas foram utilizadas as radiações gama provenientes de fontes de ^{137}Cs e ^{60}Co . Os filmes foram irradiados também no IRD. Todas as exposições foram utilizadas para a emulsão de baixo alcance.

As exposições à radiação gama dos filmes de alto alcance efetuadas no IPEN, foram realizadas utilizando-se um arranjo especial que permite a irradiação dos dosímetros livres no ar como mostrado na *figura 6.1*, para se manter um mínimo de espalhamento e manter a isotropia do campo.

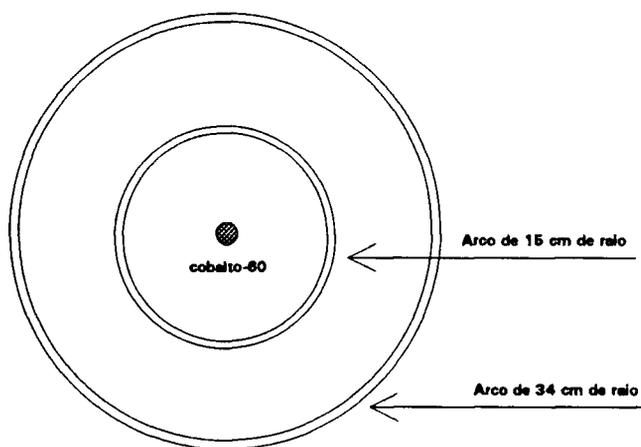


Figura 6.1 : Arranjo para irradiação dos filmes de alto alcance com radiação gama do ^{60}Co livre no ar.

As exposições, X , foram calculadas pela expressão [26].

$$X = \frac{\Gamma \cdot A \cdot \Delta t}{d^2} \quad (6.1)$$

onde,

A (Bq) = Atividade da fonte de ^{60}Co

d (m) = Distância fonte dosímetro fotográfico

Δ (t) = tempo de radiação em horas

Γ = constante gama específica * ,

$$^{60}\text{Co} = 9,19 \times 10^{-15} [\text{C. kg}^{-1} \text{ m}^2 \cdot \text{Bq}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}]$$

$T_{1/2}$ = meia vida do ^{60}Co = 5,27 anos

6.3 PROCESSAMENTO DOS FILMES

Após as irradiações, esperou-se um tempo de 24 horas para a estabilidade da imagem latente. Os filmes foram processados na câmara escura do Laboratório de Dosimetria Fotográfica, seguindo os mesmos procedimentos de rotina.

Banho para a Revelação

O revelador utilizado é o G128 C, produzido pela AGFA- GEVAERT, nas seguintes proporções: 1,5 galão de revelador em 24,3 litros de água destilada, o pH do banho é de 11. A temperatura recomendada para a revelação do filme está no intervalo entre 18°C e 20°C. O melhor tempo de revelação do filme é determinado pela relação ótima entre o contraste e o fog. Por esta razão o objetivo da revelação é obter o maior contraste possível. O tempo recomendado é de 5 minutos.

Para prevenir a formação de bolhas na superfície da emulsão (as quais podem criar manchas no filme após ser revelado), e assegurar que o revelador penetre em todas as áreas da emulsão, os filmes devem ser agitados durante todo o processo de revelação.

* A constante gama específica de um material radioativo fornece a taxa de exposição produzida por uma fonte puntual de $3,7 \times 10^7$ Bq (1 mCi) desse material a 1 cm de distância.

Banho de Interrupção

Antes de transportar o filme revelado para o tanque com o fixador , ele é submerso em um banho de interrupção (stoper), consistindo de 30 ml de ácido acético glacial produzido pela MERK diluído em 1,2 litros de água destilada, completa-se com água até a capacidade do tanque, o pH é de 4,0 a 3,0. O tempo necessário para interromper o processo é de 30 segundos.

Banho de Fixação

O fixador utilizado é o G 321 C fabricado pela AGFA GEVAERT, na quantidade de 1,5 galão de fixador em 24, 3 litros de água destilada, pH de 5,0 a 6,0. O tempo recomendado para a fixação é de 6 minutos .

Lavagem Final

A lavagem final é feita em água corrente e filtrada, para remover os compostos de prata solúveis, após a fixação. Para as temperaturas compreendidas entre 13°C a 25°C o tempo de lavagem é de 20 minutos.

Banho Umectante

Para evitar a formação de bolhas, após a lavagem final foi utilizado o Photoflo®-200, fabricado pela KODAK, onde 150 ml são diluídos em 30 litros de água filtrada. O tempo recomendado para esta operação é de 30 segundos. Depois do último banho os filmes são levados à uma secadora fabricada pela ELENCO, modelo EL-3B, com capacidade para secar 500 filmes.

6.4 CONTROLE DE QUALIDADE DO PROCESSAMENTO DOS FILMES

Com o objetivo de corrigir eventuais variações de tempo de revelação, temperatura e atividade química dos banhos, de forma a tornar reproduzível todo

o processo, antes de cada revelação é irradiado um filme virgem com um padrão de exposição, que é revelado junto com todo o lote. O padrão utilizado é uma fonte plana de carbono-14, com as especificações descritas a seguir:

Especificações da fonte de ^{14}C utilizada

Material	:	Polimetacrilato de metila
Dimensões	:	16 x 9 cm
Espessura	:	0,8 mm
Atividade total	:	2920 mCi
Atividade superficial	:	20,3 mCi/cm ²
Fluxo	:	4,2 x 10 ⁵ β /min.cm ²
Meia vida	:	5730 anos
Energia	:	0,156 MeV (Máx)

As características desta fonte permitem sua utilização como padrão de exposição invariável no tempo [13].

6.5 LEITURA DA DENSIDADE ÓPTICA

Foi utilizado um densitômetro de transmissão, marca MacBeth, modelo TD 502, com uma área de leitura de 2 mm², previamente calibrado segundo as especificações do fabricante. A precisão do equipamento é de 0,01%. Para a obtenção das curvas de calibração, foi utilizado um microcomputador PC-AT 486 e programas especiais de tratamento de dados.

6.5.1 METODOLOGIA PARA DETERMINAÇÃO DA DOSE

A partir das leituras das densidades ópticas sobre os diferentes filtros com o densitômetro, foi necessário correlacionar estas leituras através da *calibração*, para o cálculo da dose.

6.5.2 CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS

Por não ser um medidor absoluto, o dosímetro é calibrado de modo a permitir o estabelecimento de relações entre as densidades ópticas observadas e a grandeza dosimétrica de interesse. A grandeza utilizada é a *exposição*.

O procedimento de calibração de um sistema dosimétrico envolve a irradiação por feixes com distribuições espectrais de energias conhecidas, submetido a diferentes exposições para cada energia. Assim, para a área de leitura j sob um dado filtro e para cada sensibilidade de filme, pode-se construir uma família de curvas de resposta, cada uma delas relacionando a densidade óptica d_{ij} à exposição X_i , para uma dada energia de calibração.

6.6 CÁLCULO DA DOSE

Os sistemas usuais de avaliação requerem que a resposta do detector tenha um comportamento linear com a grandeza de calibração [33]. No entanto, a resposta do filme em termos de densidade óptica não apresenta linearidade com respeito à exposição, embora as diversas curvas apresentem formas convencionais similares. Um dos modos de linearizar a resposta do filme é normalizá-la em relação a uma curva de referência convenientemente escolhida. As densidades ópticas são convertidas no que é geralmente conhecido como dose aparente através desta curva de referência [8,33,34].

Quando se utiliza o filme 2/10 da AGFA-GEVAERT, as curvas de dose aparente em função da dose real podem ser aproximadas por retas passando pela origem.

$$A_{ij} = k_{ij} X_i \quad (6.2)$$

onde, $i = 1$ a n , se refere às energias de calibração e $j = 1$ a 5 às áreas de leitura. A dose aparente, A_{ij} sobre o filtro j para a energia de calibração E_i .

O problema que se deseja resolver pode ser resumido da seguinte maneira: à partir das densidades ópticas D_j lidas nas 5 diferentes regiões do filme, como avaliar as possíveis combinações que poderiam ter dado origem àquelas leituras ?

O espectro de energia do campo de radiação incidente pode ser dividido em faixas discretas com energia média E_i , cada uma contribuindo com uma fração A_{ij} para a dose aparente total A_j sob o j -ésimo filtro.

Assim, para cada área de leitura, a dose aparente total observada é a soma das contribuições devidas a cada uma das faixas de energia em que o espectro incidente foi dividido. Desse modo, pode-se escrever para a j -ésima área de leitura:

$$A_j = \sum_{i=1}^n K_{ij} E_i \quad (6.3)$$

com $j = 1$ a 5 áreas de leitura

Supondo que o espectro de energia pudesse ser dividido em 5 faixas de energias o que corresponderia a $n = 5$ na equação acima, ter-se-ia um sistema de 5×5 equações lineares cujas soluções para a exposição poderiam ser obtidas facilmente .

Entretanto, existem duas objeções principais a este método;

- a) é impossível conhecer as cinco faixas de energia que poderiam ser usadas para reduzir o possível espectro incidente total;
- b) pode-se obter resultados negativos, que não tem qualquer significado físico.

Para solucionar a primeira dessas deficiências, poderíamos decompor o espectro de energia em um número maior de faixas, 40 por exemplo, entre 80 keV e 2 MeV, para se obter os coeficientes K_{ij} .

A largura dessas bandas varia segundo a inclinação das curvas, bandas estreitas abaixo de 80 keV e mais largas acima. Com isto teríamos 5 equações e 40 incógnitas [17].

Um tal sistema admite uma infinidade de soluções cujos dados devem ser interpretados com ajuda de um computador.

6.7 DESENVOLVIMENTO DE UMA REDE NEURAL PARA O CÁLCULO DE DOSE E ENERGIA

6.7.1 ESTRUTURA DA REDE NEURAL UTILIZADA

Existem diversas estruturas de redes neurais onde cada uma delas está associada à uma determinada aplicação. Neste trabalho foi utilizado o *paradigma* de "backpropagation", onde os neurônios estão arranjados em camadas: entrada, saída e camada intermediária. Cada neurônio de uma determinada camada está conectado à outros neurônios de outras camadas. Não há conexão entre neurônios da mesma camada e os pesos das conexões, durante o treinamento, são corrigidos da camada de saída à camada de entrada (backpropagation).

As técnicas de programação tradicionais requerem que seja criado um algoritmo para resolver um determinado problema, as redes neurais, em

contrapartida, precisam ser treinadas. Isto significa que diversos exemplos resolvidos devem ser mostrados à rede para que esta adapte o peso ou força de suas conexões segundo uma determinada regra de aprendizagem .

Neste trabalho foi utilizado o programa NeuralWorks Professional II/Plus, que é um ambiente gráfico de desenvolvimento de redes neurais. Neste ambiente foi desenvolvida uma rede neural para o cálculo da energia e a dose de radiação a partir das leituras de densidade óptica dos 5 filtros. A topologia da rede é mostrada na *figura 6.2*.

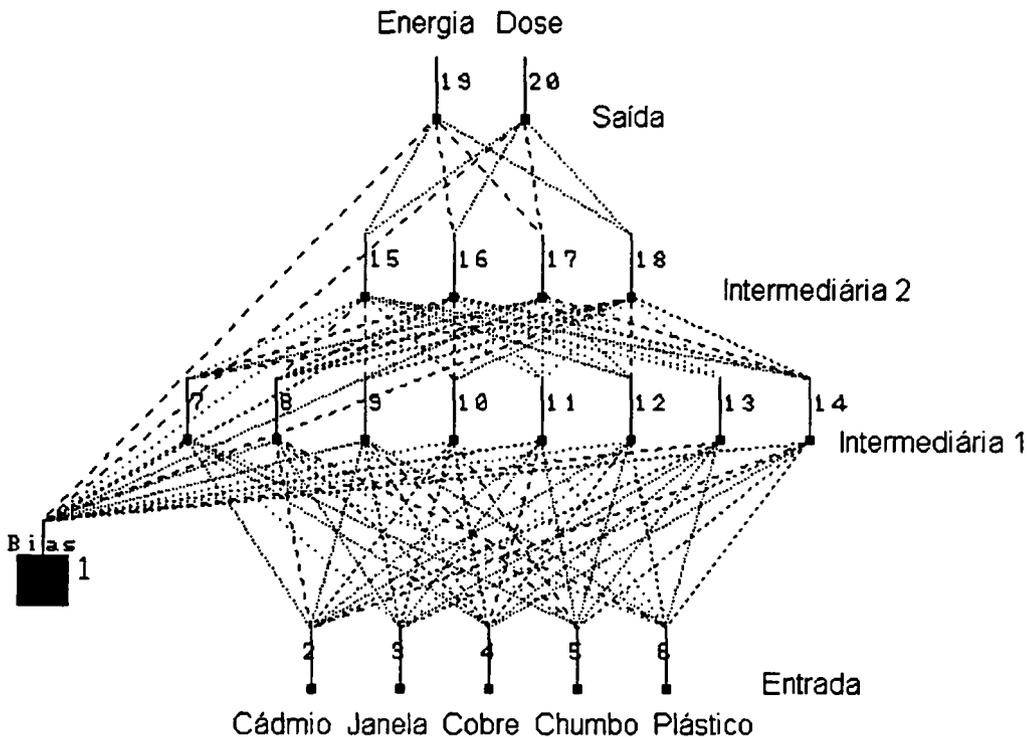


Figura 6.2 : Topologia da rede neural utilizada

6.8 TRATAMENTO DE DADOS

Todos os valores utilizados para o treinamento da rede correspondem à média aritmética de cinco leituras.

7.0 RESULTADOS E DISCUSSÕES

7.1 CONTROLE DE QUALIDADE

A curva de calibração da densidade óptica em função do tempo de exposição foi determinada experimentalmente irradiando filmes sem a embalagem de proteção, em contato direto com a fonte de ^{14}C , com tempos no intervalo de 15 a 40 minutos.

Posteriormente, todos os filmes foram revelados juntos com o filme de referência (filme do mesmo lote sem irradiar), e, finalmente, foi lida a densidade óptica para cada filme.

A *figura 7.1* mostra a correlação entre a densidade óptica líquida (densidade óptica do filme subtraída a densidade óptica do filme de referência) e o tempo de irradiação.

Para cada processo de revelação é irradiado um filme de controle na fonte padrão por 30 min e revelado juntamente com todo o lote. O eventual desvio na densidade óptica referente à curva de calibração, é corrigido em todas as densidades ópticas dos filmes do lote.

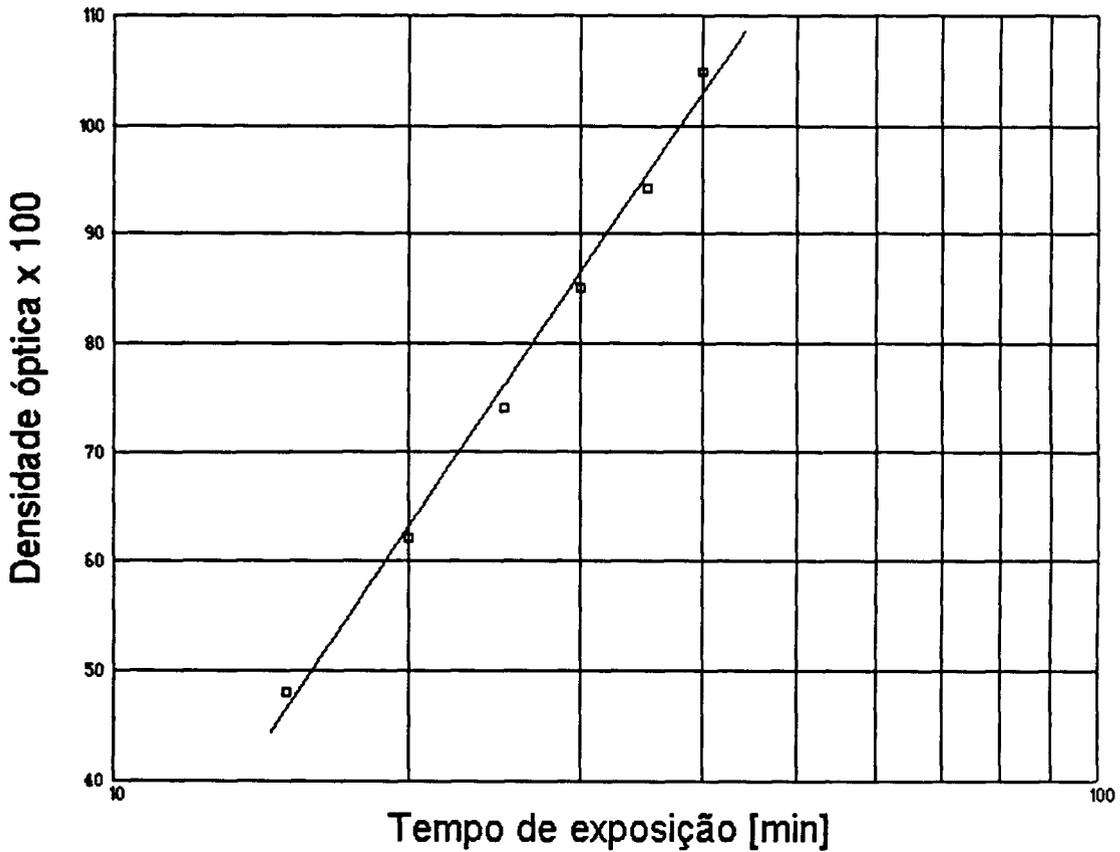


Figura 7.1 : Curva de densidade óptica em função do tempo de exposição à fonte de ^{14}C .

7.2 DESVANECIMENTO

Para avaliar o desvanecimento da imagem latente foi realizado um teste que consistiu em irradiar doze lotes de filmes, com intervalos de tempo entre as irradiações de uma semana, durante três meses. A fonte utilizada foi ^{60}Co e a exposição no filme foi $4,4 \cdot 10^{-4} \text{ C kg}^{-1}$. Os lotes já irradiados foram armazenados em condições normais até a irradiação do último lote. Finalmente, todos os lotes foram revelados ao mesmo tempo. A figura 7.2

mostra a variação da densidade óptica em função do tempo entre a formação da imagem latente e a revelação.

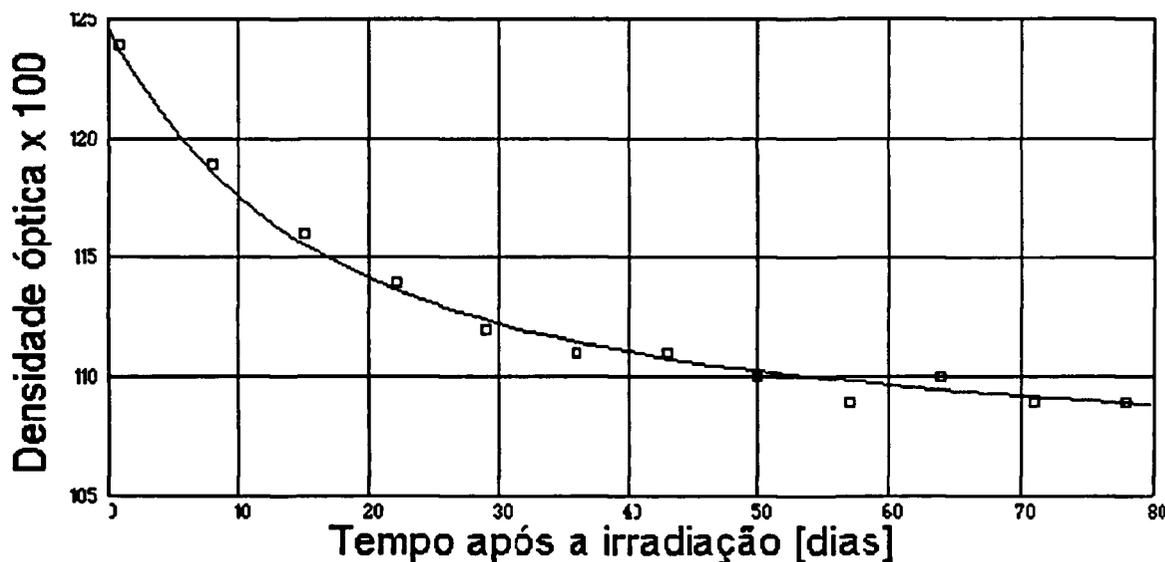


Figura 7.2 : Teste de desvanecimento do filme AGFA 2/10.

O desvanecimento aumenta progressivamente até um período de trinta dias após a irradiação, aproximadamente 12%. Entre 30 e 60 dias não se observa um aumento significativo do desvanecimento, após 60 dias este se estabiliza em 15%.

7.3 CALIBRAÇÃO

Foram irradiados aproximadamente 200 filmes com diferentes energias e doses. Foram utilizados raios-X com energias efetivas de 45, 58, 79 e 134 keV, e fontes calibradas de ^{60}Co e ^{137}Cs variando-se a dose de 2 mSv a 50 mSv, para cada uma das energias no filme de baixo alcance, e de 2 mSv a 1500 mSv no filme de alto alcance.

Com isto obteve-se uma série de leituras de densidades ópticas para as cinco áreas sob os filtros para as duas emulsões. Foram levantadas e ajustadas cinco curvas, correspondentes a cada filtro, para cada energia e emulsão, totalizando 60 curvas. As informações obtidas pelas leituras da densidade óptica sob os filtros nos permite calcular a energia e a dose. As figuras 7.3 a 7.12 mostram algumas das curvas de calibração obtidas.

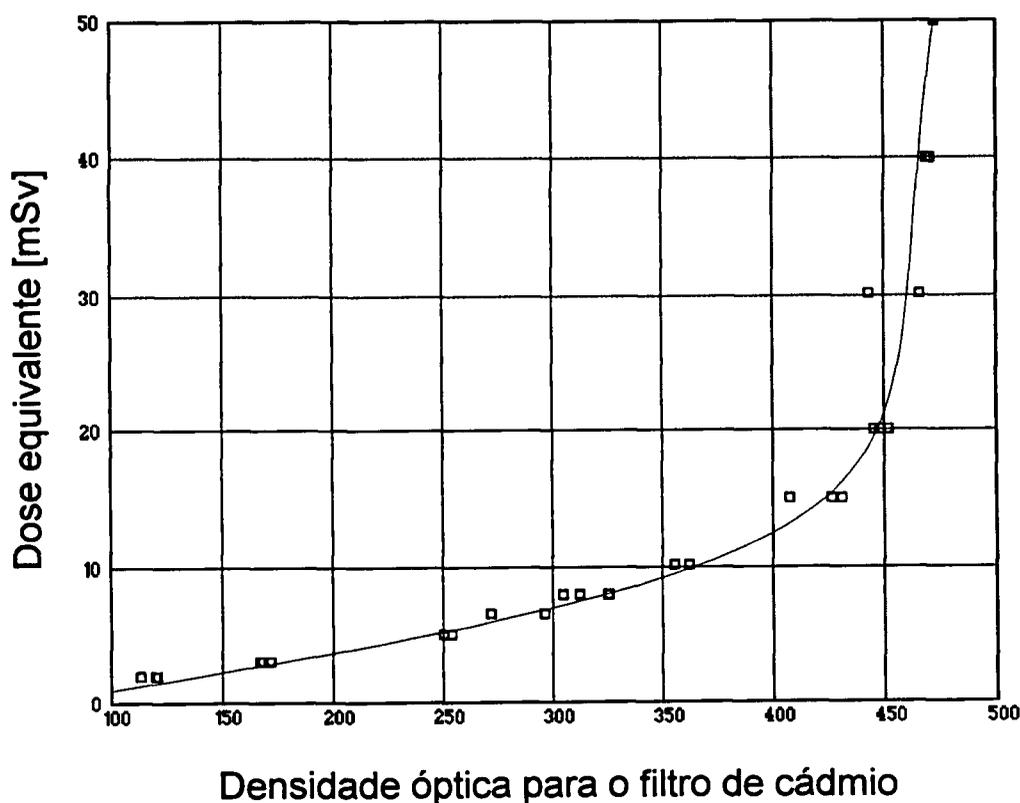


Figura 7.3 : Curva de calibração para o filme de baixo alcance, filtro de cádmio e energia efetiva de 134 keV.

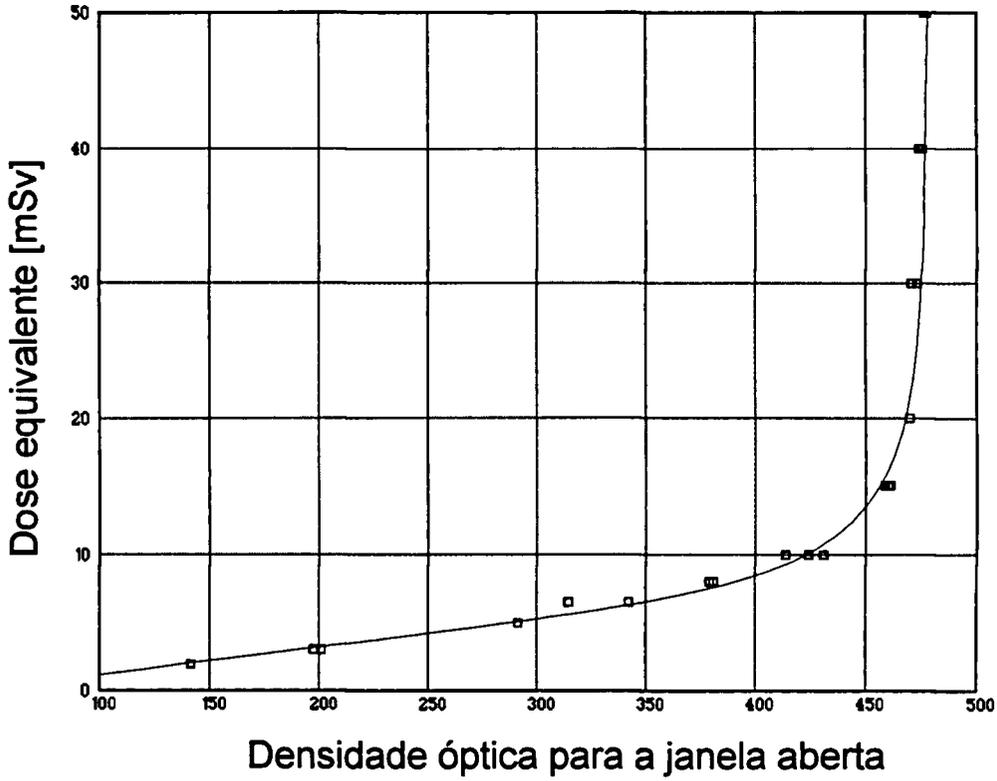


Figura 7.4 : Curva de calibração para o filme de baixo alcance, janela aberta e energia efetiva de 134 keV.

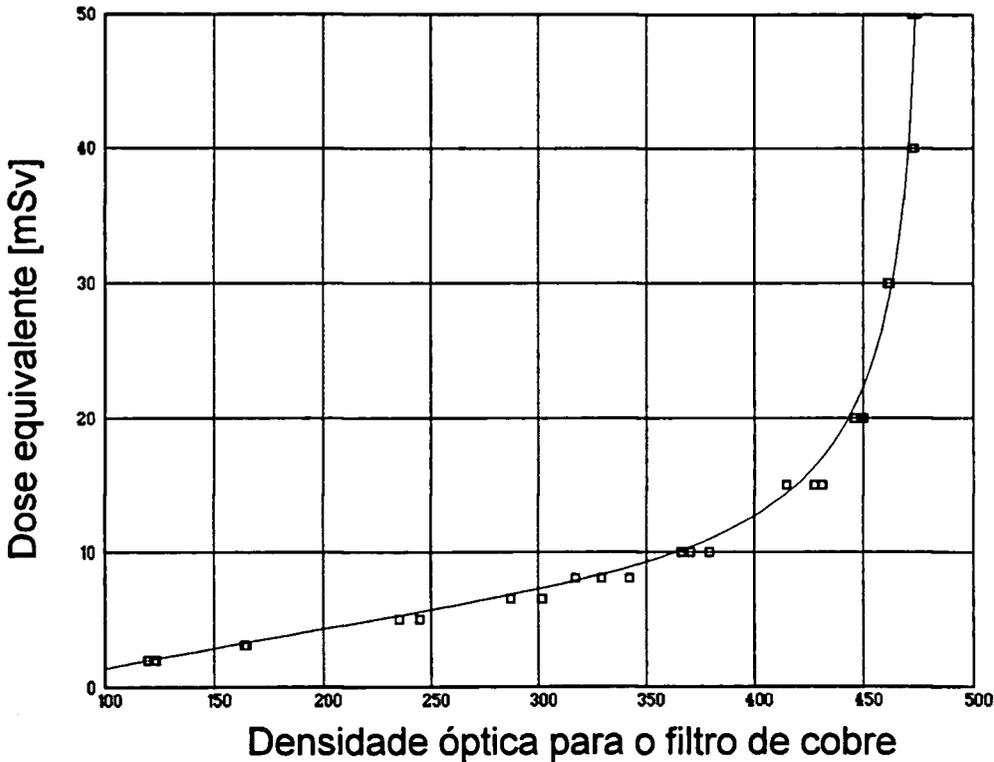


Figura 7.5 : Curva de calibração para o filme de baixo alcance, filtro de cobre e energia efetiva de 134 keV.

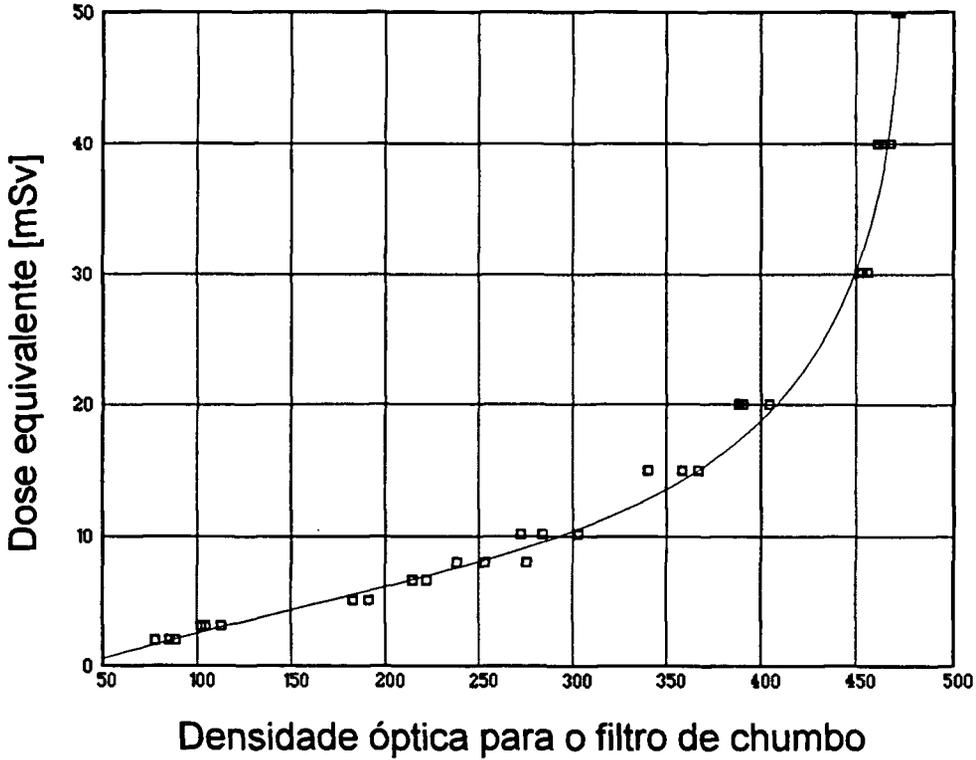


Figura 7.6 : Curva de calibração para o filme de baixo alcance, filtro de chumbo e energia efetiva de 134 keV.

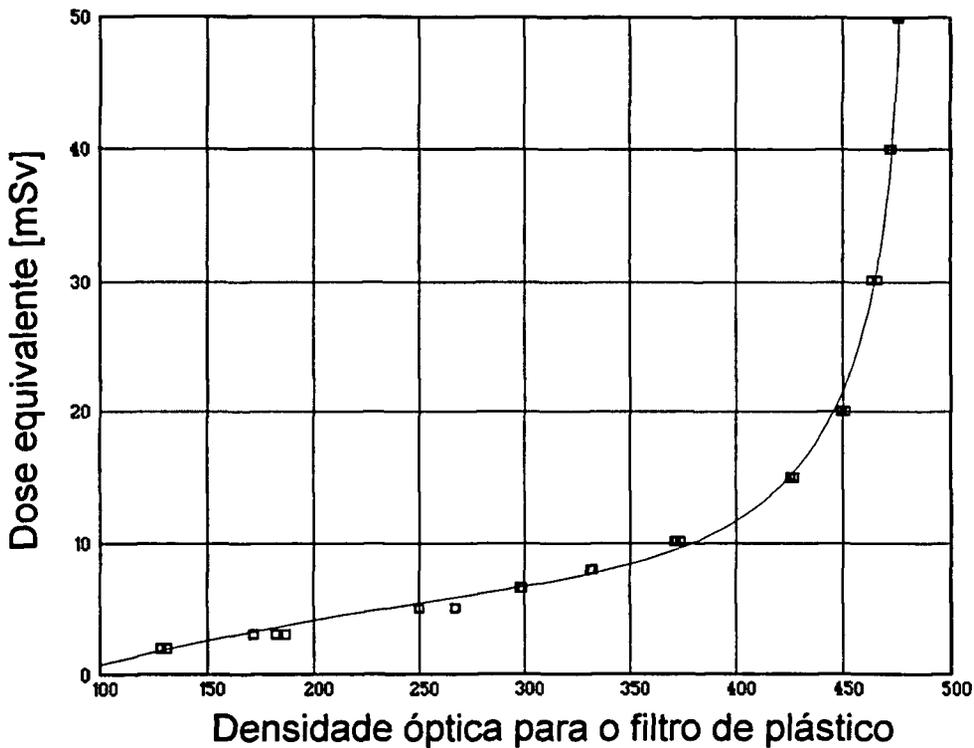


Figura 7.7 : Curva de calibração para o filme de baixo alcance, filtro de plástico e energia efetiva de 134 keV.

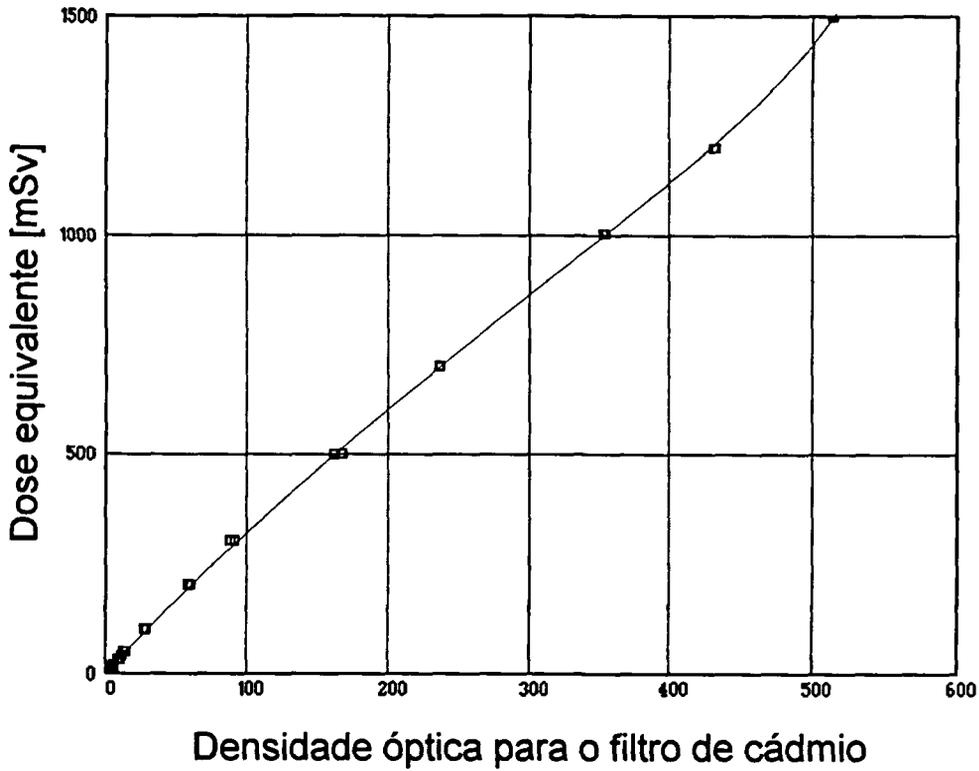


Figura 7.8 : Curva de calibração para o filme de alto alcance, filtro de cádmio e energia de 1250 keV.

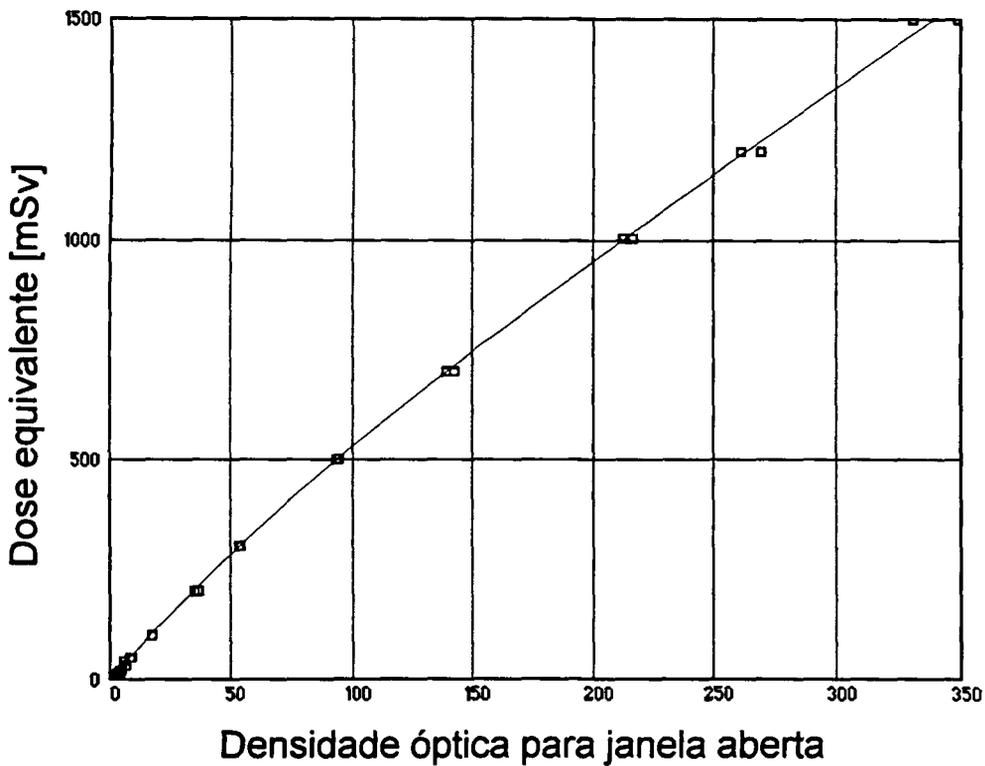


Figura 7.9 : Curva de calibração para o filme de alto alcance, janela aberta e energia de 1250 keV.

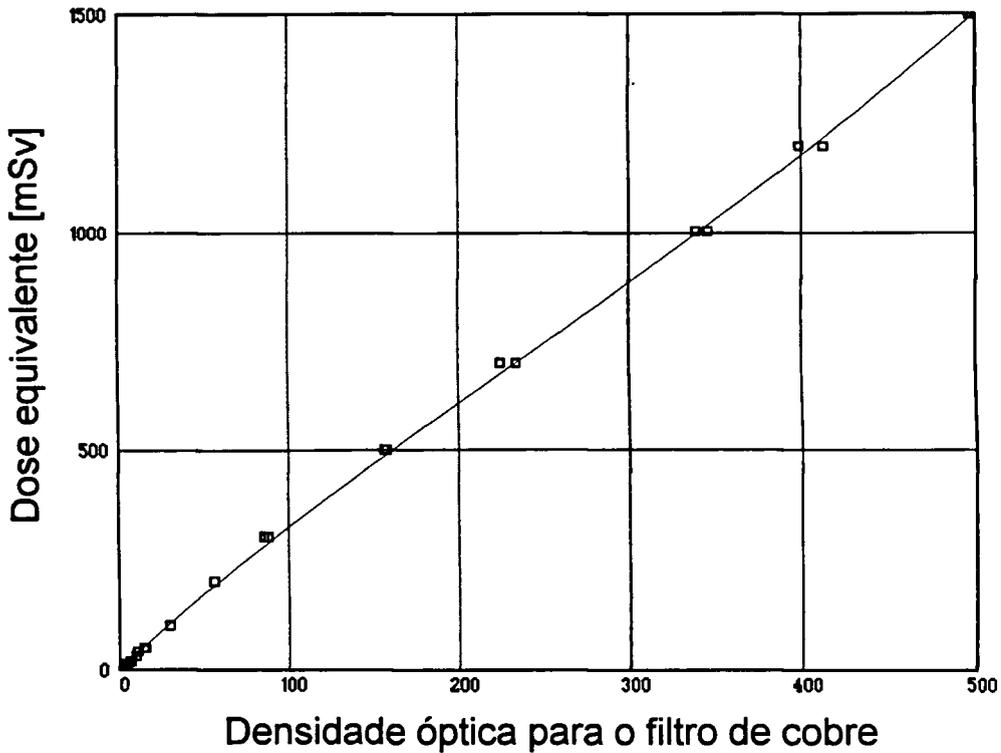


Figura 7.10 : Curva de calibração para o filme de alto alcance, filtro de cobre e energia de 1250 keV.

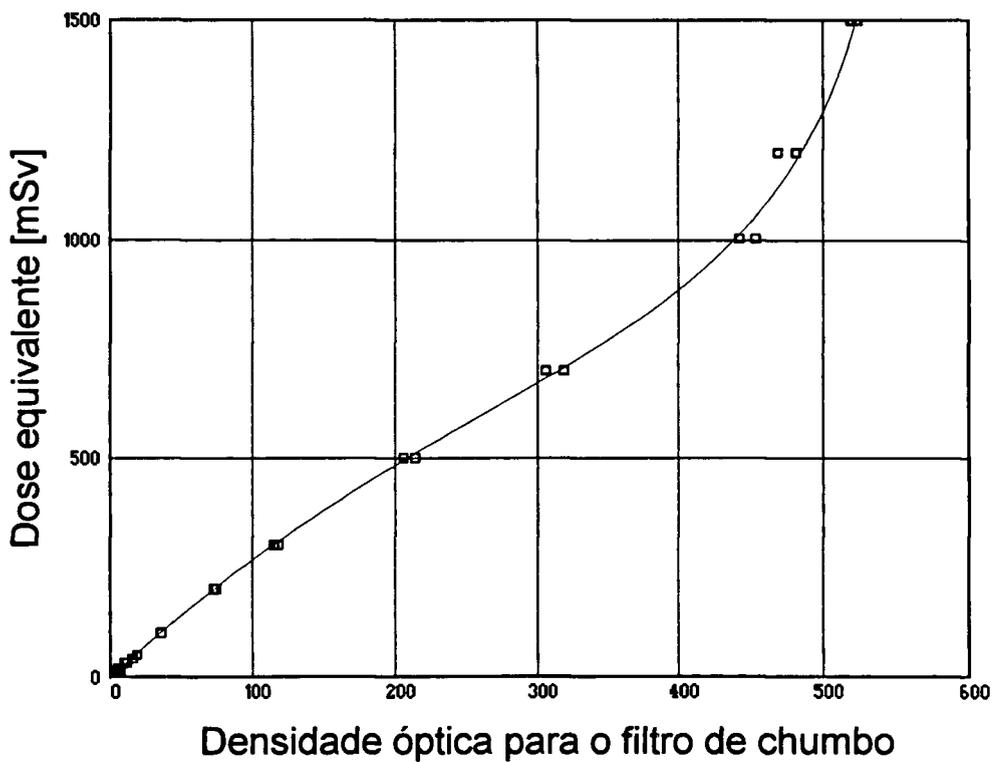


Figura 7.11 : Curva de calibração para o filme de alto alcance, filtro de chumbo e energia de 1250 keV.

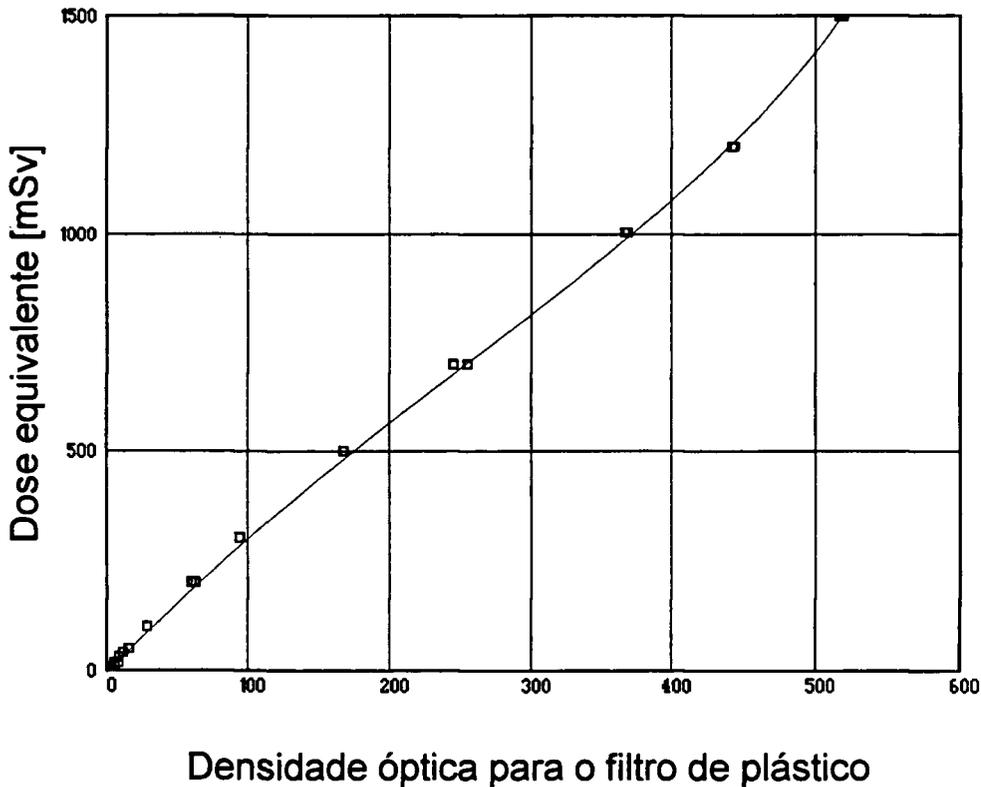


Figura 7.12 : Curva de calibração para o filme de alto alcance, filtro de plástico e energia de 1250 keV.

7.4 TREINAMENTO DA REDE NEURAL

Para o treinamento da rede foram utilizados os dados de calibração arranjados na forma de uma matriz de treinamento, como descrita a seguir:

$$\begin{bmatrix} \text{DO} - \text{Cd}_1 & \text{DO} - \text{Ja}_1 & \text{DO} - \text{Cu}_1 & \text{DO} - \text{Pb}_1 & \text{DO} - \text{Pl}_1 & E_1 & D_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \text{DO} - \text{Cd}_i & \text{DO} - \text{Ja}_i & \text{DO} - \text{Cu}_i & \text{DO} - \text{Pb}_i & \text{DO} - \text{Pl}_i & E_i & D_i \end{bmatrix}, \quad i = 179$$

A matriz de treinamento, incluída no apêndice 3, foi apresentada à rede um milhão de vezes, totalizando 30 h de processamento num microcomputador PC-AT 486. Com isto o erro quadrático médio foi menor que 0,1%. A *figura 7.13* mostra a fase de treinamento ou aprendizagem da rede.

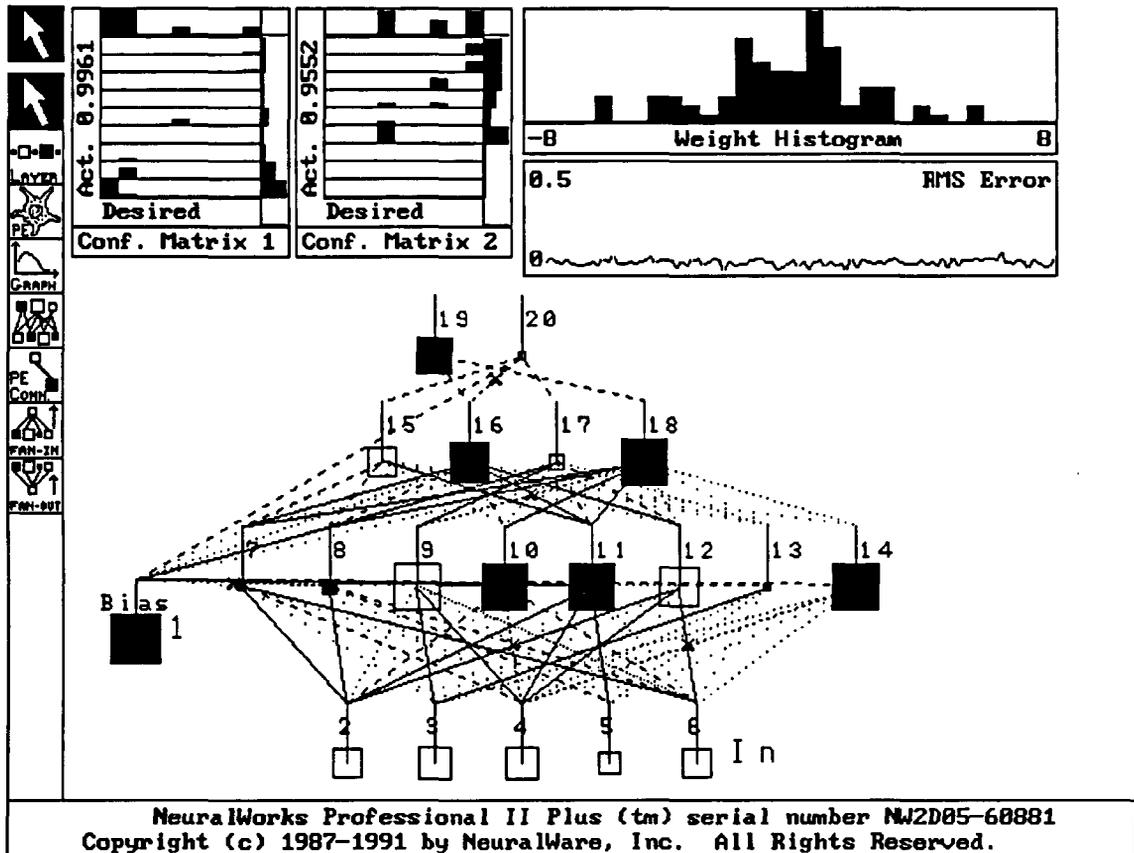


Figura 7.13 : Tela de treinamento da rede neural.

Concluída a aprendizagem, o programa NeuralWorks, fornece uma subrotina que representa a rede treinada onde as entradas são as 5 leituras de densidade óptica e as saídas a energia e a dose.

7.5 UTILIZAÇÃO DA REDE NEURAL PARA O CÁLCULO DA ENERGIA E DA DOSE EQUIVALENTE

Utilizando os programas de

Para a utilização da rede neural treinada com os dados de calibração para o cálculo da energia e da dose equivalente a partir das cinco leituras de densidade óptica, foram desenvolvidos dois programas na linguagem Visual Basic for Windows. O primeiro para o filme de baixo alcance (BAIXO), listado no apêndice 1, é utilizado para a determinação da energia e da dose equivalente no intervalo de 0,2 a 20 mSv. O segundo programa para o filme de alto alcance (ALTO), listado no apêndice 2, é utilizado no intervalo de 15 mSv a 1,5 Sv.

A figura 7.14 mostra a tela de trabalho dos programas BAIXO e ALTO, no ambiente gráfico MS-Windows[11,43].

Data	Instituição	Dosímetro #		
8/02/94	0100-30	023		
DO - BG	FCQ C-14	Observações		
52	1			
DO cádmio	DO janela	DO cobre	DO chumbo	DO plástico
113	141	120	87	128
Calcula Energia e Dose				
Energia [keV]	Dose [mSv]			
83 - AL	1.2	1.3		

Figura 7.14 : Tela de trabalho do programa BAIXO.

Com a finalidade de testar o método desenvolvido foi elaborado um programa de intercomparação. Os filmes foram enviados ao IRD para irradiação, revelados e avaliados no IPEN utilizando os programas desenvolvidos.

A *tabela 7.1* mostra uma comparação entre resultados de energia e dose equivalente nominais de calibração e os resultados calculados pela rede neural.

Tabela 7.1 : Energia e dose equivalente nominal fornecida pelo IRD e energia e dose equivalente calculada aplicando a rede neural.

Energia nominal [keV]	Dose equivalente nominal[mSv]	Energia calculada [keV]	Dose equivalente calculada [mSv]
45	2	62,4	2,0
45	5	54,8	5,3
45	10	51,2	10,5
58	2	61,8	2,2
58	6,5	52,3	6,6
58	10	68,6	9,3
79	3	59,4	3,1
79	8	88,1	8,3
79	10	98,6	10,6
134	2	126,5	2,0
134	5	147,1	6,0
134	10	107,7	10,0
661	2	647,1	1,7
661	6,5	678,4	6,5
661	10	664,7	10,1
1250	2	1256,3	1,9
1250	6,5	1261,4	6,6
1250	10	1259,1	10,1

No cálculo da dose equivalente para energias baixas, onde a dependência energética é muito grande, o desvio permitido no cálculo de dose equivalente é 20%. Pelos dados mostrados na *tabela 7.1* podemos observar que para energias baixas, o desvio médio da dose calculada pela rede neural foi de 6%, bem abaixo dos 20%. Para energias altas, o desvio médio da dose calculada pela rede neural é de 2,7%.

A *figura 7.15* foi obtida segundo o "Manual para certificação de qualidade de serviços de monitoração individual externa" [32] para a avaliação da exatidão da dose equivalente calculada.

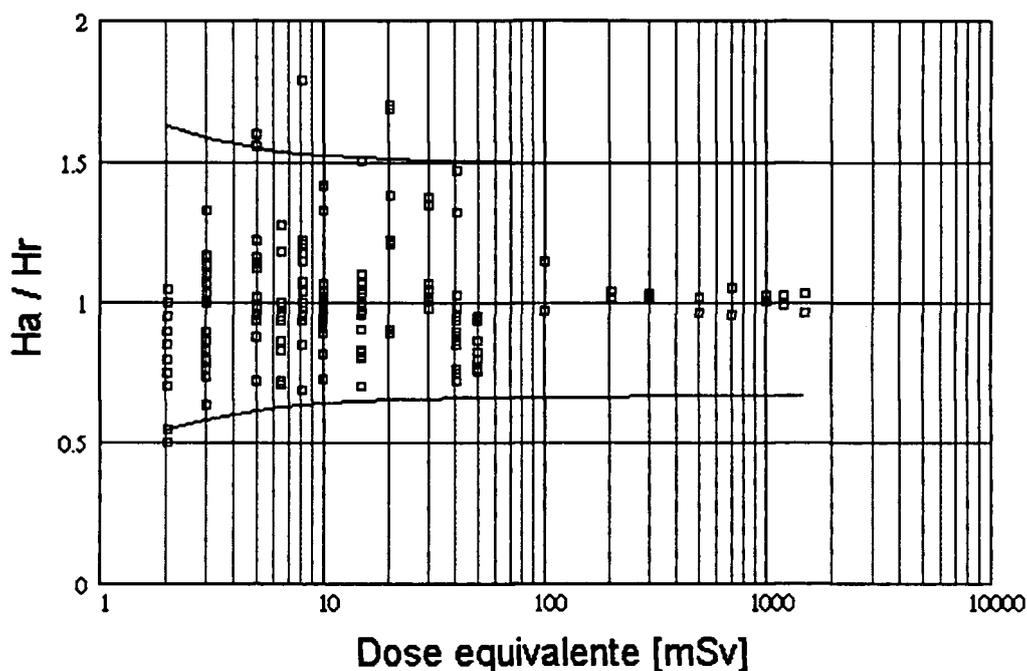


Figura 7.15 : Curva de desempenho do sistema de monitoração.

A figura acima mostra a relação H_a/H_r (dose equivalente calculada / dose equivalente real) em função de H_r . Os limites aceitáveis foram definidos como:

$$\text{Limite inferior} = \frac{1}{1,5} \cdot \left(1 - \frac{0,4}{0,2 + H_r} \right) \quad (7.1)$$

$$\text{Limite superior} = 1,5 \cdot \left(1 + \frac{0,2}{0,4 + \text{Hr}} \right) \quad (7.2)$$

O documento citado anteriormente especifica que para um número não inferior a 10 leituras, 90% dos valores de Ha/Hr devem estar compreendidos entre o limite inferior e superior. Das 181 leituras graficadas na figura 7.15, somente 6 estão fora dos limites o que significa que 96,7% das leituras estão dentro dos limites aceitos.

A energia efetiva calculada pela rede neural apresenta uma elevada correlação com a energia efetiva nominal. A *tabela 7.2* mostra a estatística dos valores de energia calculada pela rede neural no intervalo de dose equivalente de 2 a 10 mSv.

Tabela 7.2 : Estatística dos valores de energia efetiva calculada pela rede neural.

Energia efetiva nominal [keV]	Energia média calculada [keV]	Desvio padrão [keV]	Erro percentual [%]
45	56,3	1,7	3,0
58	64,3	2,0	3,2
79	77,8	2,1	2,6
134	115,1	4,6	4,0
661	641,9	5,6	0,9
1250	1245	5,0	0,4

8.0 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos nos levam às seguintes conclusões :

1) Para energias e doses baixas o desvio médio na dose equivalente calculada pela rede neural foi de 6%, enquanto que para energias altas o desvio médio foi de 3% independente do valor da dose.

2) A rede neural calcula valores discretos de energia efetiva com um nível de precisão e exatidão acima do requerido para o relatório mensal de dose equivalente para um serviço de monitoração individual.

3) As incertezas não ultrapassaram o fator 1,5 com 95% de nível de confiança para valores de dose equivalente da ordem dos limites anuais e um fator 2 para valores menores que 10 mSv. Portanto, o sistema de monitoração individual está de acordo com as recomendações da ICRP 35.

Pelo exposto, consideramos que a metodologia desenvolvida no IPEN-CNEN/SP preenche todos os requisitos para a determinação da dose equivalente e da energia efetiva, podendo ser aplicada nos serviços de monitoração individual.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] AGFA GEVAERT. I *Películas y papel para radiografías industriales-Surtido* Mortsel-Belgica, 1980.
- [2] AGFA GEVAERT. III *Películas y papel para radiografías industriales- Productos químicos* Mortsel-Belgica, 1978.
- [3] AMBROSI, P. ; BÖHM, J. ; HERRMANN, D. ; KRAUS, K. ; STRACHOTINSKY, C. ; THOMPSON, I.M.G. *Scientific and Technical Aspects of the IAEA Intercomparason Programme 1988/1989 for Individual Monitoring*, v1, p. 6-30, 1989. (PTB-DOS-20)
- [4] BECKER, K. *Photographic Film Dosimetry* .London, Focal , 1966 .
- [5] BECKER, K. *Solid State Dosimetry*. Cleveland, CRC Press,1973.
- [6] BERMANN , F. *La Surveillance Dosimétrique Individuelle*. Centre d'Études de Fontenay-aux-Roses,1991 (CEA 21).
- [7] BERMANN, F. *Participation of the Laboratoire d'Exploitation Dosimetrique du Centre d'Etudes Nucleaires de Fontenay aux Roses in the IAEA intercomparison program*. Viena , 1991. vol.1, p.194-203, (PTB- DO -20).

- [8] BERMANN, F. & CHANOURDIE, J. C. Reconnaissance assistée des rayonnements a partir des données d'un dosimètre photographique . *Radioprotection* , 8 : 189-205, 1973.
- [9] BITELLI, T. *Dosimetria e Higiene das Radiações*. São Paulo, Grêmio Politécnico ,1982.
- [10] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. *Diretrizes Básicas de Radioproteção*. Rio de Janeiro, 1988. (CNEN-NE- 3.01).
- [11] CRAIG, J. C *Visual Basic WorkShop*. Redmond, 1993.
- [12] CUNHA, P. G. & LEÃO, J. L. B. Serviço de Dosimetria Fotográfica do IRD. In: Physics in Medicine and Radiation Protection: proceedings of Second Conference on... held in Belo Horizonte, Brasil. p. 235-240, 1975.
- [13] DALTRO, T. F. L. & PÉREZ, H. E. B. Betaradiography, a non Destructive Test to Examine Papers and Materials of Small Thickness. *Informativo ABENDE* , Março, 1985 .
- [14] DUDLEY, R. A. Dosimetry with Photographic Emulsions, in Radiation Dosimetry. In: ATTIX, F. H. ; ROESCH, W.C., eds. *The Dosimetry of Ionizing Radiation*. New York, N.Y., Academic, 1966 , v. 2, p.325.
- [15] EHRlich , M. The Use of Film Badges Dosimeters Individual Radiation Monitoring. . *Radioprotection* , 8:539, 1962.

- [16] EVANS, R. D. X-Ray and γ -Ray Interactions. In: ATTIX, F. H. & ROESCH, W.C. eds. *Radiation Dosimetry*. New York, N.Y., Academic, 1968. v.1 p. 94-155.
- [17] HADLEY, G. *Linear Programming*. Reading, MA, Addison Wesley, 1962.
- [18] HERTZ, R. H. *The Photographic Action of Ionizing Radiations*. New York, N.Y., Wiley Interscience, 1969.
- [19] HOPFIELD, J. J. *Parallel Distributed Processing*, Cambridge, MIT, 1986, v.1.
- [20] HUNT, J; SIGAUD, G.; CUNHA, P. RAMOS, E. *Controle de Qualidade no Serviço de Dosimetria Fotográfica do IRD/CNEN*. Rio de Janeiro, 1992.
- [21] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION *X and gamma Reference Radiations for Calibrating Dosemeters and Dose Ratemeters and for Determining their Response as a Function of Photon Energy* .1979. (ISO 4037).
- [22] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION *Personal Photographic Dosemeters* . 1980. (ISO -1757).
- [23] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION . *Radiation Protection : Protection Against Ionizing Radiation from External Sources Used in Medicine*. Mar., 1991. (ICRP-33).

- [24] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Radiation Protection: General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Workers. Recommendations of the ICRP.* 1977. (ICRP-35).
- [25] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. *Radiation Protection : Recommendations of the ICRP.* Jan., 1977. (ICRP-26).
- [26] JOHNS, H. E. & CUNNINGHAM, J . R . *The Physics of Radiology.* Illinois, Charles C. Thomas Publishers, 1983.
- [27] KIEFER, H. ; MAUSHART, R. ; MEJDAHL, V. Protection Dosimetry. In: ATTIX, F. H. ; TOCHILIN, E. eds. *Radiation Dosimetry.* New York, N.Y., Academic ,1969. v.3, p. 557-616.
- [28] KNOLL, G. F. *Radiation detection and measurement.* New York, N.Y. , John Wiley & Sons, 1989.
- [29] KOZLOV, V. F. *Photographic Dosimetry of Ionizing Radiation.* Jerusalem , Binding, M & Binding W. ,1966.
- [30] KUNDU, H. K & MADHVNATH, U. A Dose Measurement with Film Badges in the Presence of Thermal Neutrons. *Radiat. Prot.* , 1 : 15-17 , 1978.
- [31] LAPRAZ, D. & IACONNI, P. Dosimétrie par Thermoluminescence. *Radioprotection*, 25: 117-33,1990

- [32] MANUAL PARA CERTIFICAÇÃO DE QUALIDADE DE SERVIÇOS DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL EXTERNA. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, IRD/CNEN- LNMRI, 1993.
- [33] MOTA, H. C. ; CUNHA, P. G. ; SIGAUD, G. M. ; HUNT J. G.; RAMOS E. V. ; SALVI , R. P. C. *Um Sistema Multi -Filtro para Dosimetria Fotográfica*. Rio de Janeiro, IRD / CNEN , 1990.
- [34] MOTA, H. C. ; SIBATA, C. H. ; ROBERTS, W. ; HIGGINS, P. D. Film Dosimetry: Linearization of the Dose Response for Relative Measurements . In UNITED NATIONS : *proceedings of the XXXI Annual Meeting of the American Association of Physicists in Medicine*, Memphis , TN , Julho, 1989 .
- [35] OLIVIER, R. Dosimetry. In HOLM , N. W. & BERRY J.R. eds. *Manual on Radiation Dosimetry*. New York, N.Y . Marcel Dekker,1970. p. 195-202.
- [36] PAIC, G. *Ionizing Radiation : Protection and Dosimetry*. Boca Raton , Florida, CRC, 1988.
- [37] PERSONNAZ, L. ; DREYFUS, G. ; GUYON, I. *Les Machines Neuronales*. Recherche ,19 (204) : 1362-71, 1988.

- [38] ROCHA, A. F. *Redes Neurais Artificiais e Naturais*. Estudos em Inteligência Natural e Artificial. Jundiaí. (Relatório Técnico 92/18), 1992.
- [39] ROESCH, W.C. & ATTIX, F. H. Basics Concepts of Dosimetry. In: ATTIX, F. H. & ROESCH, W.C.eds. *Radiation Dosimetry*. New York, N.Y., Academic, 1968. v.1, p. 2-41.
- [40] RUMELHART, D. E. & Mc CLELLAND, J. L. and THE PDP RESEARCH GROUP. *Parallel distributed processing - Explorations in the microstructure of cognition*. Cambridge, MIT, 1989.
- [41] SHEPPARD, S. E. & TRIVELLI, A. H. *The Sensitivity of Photographic Émulsions in Relation to Quantum Energy in Exposure*. Photogr. J.: 505, 1960.
- [42] SICARDY, O. *Application de Quelques Techniques de Controle non Destrutif à la Caracterisation des Roches Calcaires Ultrasons, Radiographie, Tomographie, Neutronographie*. Grenoble, Centre d'Etudes Nucleaires, 1985. (CEA 5336)
- [43] SOCHA, J. *Visual Basic 2.0*. Rio de Janeiro, Campus, 1993.
- [44] SULTAN, J. *Action des Rayonnements sur les Couches Photographics*. Nucleus, 1:46, 1970

- [45] SULTAN, J. *L'Image en Radiographie Industrielle, Formation, Caractéristique Qualité.* Grenoble, Centre d'Etudes Nucleaires, Sept 1980, (CEA 8623.)
- [46] WOJNI, T. & STRANDEN, E. Film dosimetry. In: MAHESH, K. ; VIJ, D. R. *Techniques of Radiation Dosimetry.* New Delhi, Wiley Eastern, v.1, p.305-21, 1985.

APÊNDICE 1

Listagem do programa DOSEBAIXO : Calcula a dose equivalente em mSv e a energia em keV a partir das cinco leituras de densidade óptica no filme de baixo alcance, através de rede neural desenvolvida e treinada pelo programa NEURALWORKS.

Linguagem : Microsoft VISUAL BASIC for WINDOWS versão 2.0.

DefDb1 X-Y

Sub Command3D1_Click ()

If Len(Text14.Text) = 2 Then

 Text11.Text = ""

 Text12.Text = ""

 PRINTER.Print Text2.Text; Tab(11); Text5.Text;
 Tab(75); Text14.Text

 PRINTER.Print

 Exit Sub

Elseif Len(Text14.Text) = 1 Then

 Text14.Text = ""

 Exit Sub

End If

Yin0 = (Val(Text6.Text) - Val(Text3.Text)) * Val(Text4.Text)

```

Yin1 = (Val(Text7.Text) - Val(Text3.Text)) * Val(Text4.Text)
Yin2 = (Val(Text8.Text) - Val(Text3.Text)) * Val(Text4.Text)
Yin3 = (Val(Text9.Text) - Val(Text3.Text)) * Val(Text4.Text)
Yin4 = (Val(Text10.Text) - Val(Text3.Text)) * Val(Text4.Text)

```

```

If Yin0 <= 0 Then Yin0 = 1
If Yin1 <= 0 Then Yin1 = 1
If Yin2 <= 0 Then Yin2 = 1
If Yin3 <= 0 Then Yin3 = 1
If Yin4 <= 0 Then Yin4 = 1

```

Call calcula(Yin0, Yin1, Yin2, Yin3, Yin4, Yout0, Yout1)

Call calcula2(Yin0, Yin1, Yin2, Yin3, Yin4, Yout0b, Yout1b)

Call calcula3(Yin3, Yout1c)

```

Yout0 = Int((Yout0 + Yout0b) / 2)

```

```

Yout1 = ((Yout1 + Yout1b) / 2) * 10
Yout1 = CInt(Yout1) / 10

```

```

If Yout0 >= 200 Then msg$ = "MA"
If Yout0 < 200 And Yout0 >= 70 Then msg$ = "AL"
If Yout0 < 70 And Yout0 >= 40 Then msg$ = "ME"
If Yout0 < 40 And Yout0 >= 20 Then msg$ = "BA"
If Yout0 < 20 Then msg$ = "MB"

```

```

Text12.Text = Str$(Yout1)

```

```

Text13.Text = Str$(Yout1c)

```

```

Text11.Text = Str$(Yout0) + " - " + msg$

```

```

If Yout0 = 0 Then Text11.Text = " "

```

```

If Yout1 <= .2 Then
    Text12.Text = " M"
    Text11.Text = " "
End If

```

```

If Yout1c <= .2 Then text13.Text = " M"

```

```

PRINTER.Print Text2.Text; Tab(11); Text5.Text; Tab(20);
    Text6.Text; Tab(26); Text7.Text; Tab(32);

```

```
Text8.Text; Tab(38); Text9.Text; Tab(44);  
Text10.Text; Tab(53); Text11.Text; Tab(65);  
Text12.Text; Tab(75); Text14.Text
```

```
PRINTER.Print
```

End Sub

Sub Form_Load ()

```
Text1.Text = Date  
Text2.Text = " "  
Text3.Text = "0"  
Text4.Text = "1"  
Text5.Text = " "  
Text6.Text = " "  
Text7.Text = " "  
Text8.Text = " "  
Text9.Text = " "  
Text10.Text = " "  
Text11.Text = " "  
Text12.Text = " "  
Text13.Text = " "  
Text14.Text = ""
```

```
PRINTER.Print
```

```
PRINTER.Print Tab(2); "Inst."; Tab(11); "# Dos."; Tab(20); "Cd";  
Tab(26); "Ja"; Tab(32); "Cu"; Tab(38); "Pb"; Tab(44);  
"PI"; Tab(54); "ENERGIA"; Tab(66); "DOSE"; Tab(74);  
"Obs."
```

```
PRINTER.Print
```

```
PRINTER.Print "-----"  
"-----"
```

```
PRINTER.Print
```

```
PRINTER.Print
```

End Sub

Sub Text5_DblClick ()

```
Text5.Text = " "
Text6.Text = " "
Text7.Text = " "
Text8.Text = " "
Text9.Text = " "
Text10.Text = " "
Text11.Text = " "
Text12.Text = " "
Text13.Text = " "
Text14.Text = ""
```

End Sub

DefDbl X-Y

Sub calcula (Yin0, Yin1, Yin2, Yin3, Yin4, Yout0, Yout1)

```
If Yin0 = 0 And Yin1 = 0 And Yin2 = 0 And Yin3 = 0 And Yin4 = 0
Then
```

```
Yout0 = 0
```

```
Yout1 = 0
```

```
Exit Sub
```

```
End If
```

```
Xout2 = Yin0 * (.0043956044) + (-1)
```

```
Xout3 = Yin1 * (.0042016807) + (-1)
```

```
Xout4 = Yin2 * (.0042016807) + (-1)
```

```
Xout5 = Yin3 * (.0046948357) + (-1)
```

```
Xout6 = Yin4 * (.0041753653) + (-1)
```

```
Xout7 = (-.47247341) + (.091104716) * Xout2 + (-.12648219) * Xout3 +
(.22437377) * Xout4 + (-3.5306759) * Xout5 + (2.4733891) *
Xout6
```

```
Xout7 = tanh(Xout7)
```

```
Xout8 = (1.1768891) + (-1.4026674) * Xout2 + (6.8716817) * Xout3 + (-
1.0461557) * Xout4 + (-3.1032555) * Xout5 + (-.73250878) *
Xout6
```

```
Xout8 = tanh(Xout8)
```

$$Xout9 = (.61007679) + (-.85822099) * Xout2 + (6.1786785) * Xout3 + (-.14537279) * Xout4 + (-5.6490188) * Xout5 + (1.3804805) * Xout6$$

$$Xout9 = \tanh(Xout9)$$

$$Xout10 = (1.8899553) + (.68769264) * Xout2 + (1.6105291) * Xout3 + (.49436095) * Xout4 + (-1.9850777) * Xout5 + (1.2852417) * Xout6$$

$$Xout10 = \tanh(Xout10)$$

$$Xout11 = (-1.7804387) + (-2.6655936) * Xout2 + (1.6191174) * Xout3 + (.96335316) * Xout4 + (2.0484033) * Xout5 + (.15892087) * Xout6$$

$$Xout11 = \tanh(Xout11)$$

$$Xout12 = (-.71685982) + (.17141931) * Xout2 + (-.87522328) * Xout3 + (1.5166656) * Xout4 + (1.268001) * Xout5 + (.52520239) * Xout6$$

$$Xout12 = \tanh(Xout12)$$

$$Xout13 = (1.8383217) + (-1.9752679) * Xout2 + (.61298841) * Xout3 + (-1.6635885) * Xout4 + (4.2815504) * Xout5 + (-2.7433953) * Xout6$$

$$Xout13 = \tanh(Xout13)$$

$$Xout14 = (-.78803796) + (.58146286) * Xout2 + (-4.3035526) * Xout3 + (.34057191) * Xout4 + (1.269302) * Xout5 + (1.1810329) * Xout6$$

$$Xout14 = \tanh(Xout14)$$

$$Xout15 = (-.035252217) + (.14305955) * Xout7 + (1.2699174) * Xout8 + (2.1697211) * Xout9 + (.97100782) * Xout10 + (.37156567) * Xout11 + (-.14352508) * Xout12 + (-.83630151) * Xout13 + (-.77851319) * Xout14$$

$$Xout15 = \tanh(Xout15)$$

$$Xout16 = (.37617028) + (.71010196) * Xout7 + (-.49667728) * Xout8 + (-.55148786) * Xout9 + (-1.1422946) * Xout10 + (-.22347544) * Xout11 + (-.84819221) * Xout12 + (-.069007285) * Xout13 + (.03089238) * Xout14$$

$$Xout16 = \tanh(Xout16)$$

$$\text{Xout17} = (1.3916206) + (-1.3584343) * \text{Xout7} + (.3388882) * \text{Xout8} + (-1.3783252) * \text{Xout9} + (-.30234581) * \text{Xout10} + (1.7791417) * \text{Xout11} + (1.1495301) * \text{Xout12} + (1.0054213) * \text{Xout13} + (-.45244268) * \text{Xout14}$$

$$\text{Xout17} = \tanh(\text{Xout17})$$

$$\text{Xout18} = (-.16795549) + (-.75631559) * \text{Xout7} + (-.52857691) * \text{Xout8} + (-.5060268) * \text{Xout9} + (.61527354) * \text{Xout10} + (1.2852348) * \text{Xout11} + (.68305713) * \text{Xout12} + (2.6743629) * \text{Xout13} + (.033511352) * \text{Xout14}$$

$$\text{Xout18} = \tanh(\text{Xout18})$$

$$\text{Xout19} = (.38763577) + (-.35805181) * \text{Xout7} + (-.77699) * \text{Xout8} + (-1.5626518) * \text{Xout9} + (-.53661013) * \text{Xout10} + (-.048677538) * \text{Xout11} + (.055558376) * \text{Xout12} + (1.1026399) * \text{Xout13} + (.4757013) * \text{Xout14}$$

$$\text{Xout19} = \tanh(\text{Xout19})$$

$$\text{Xout20} = (-.012659974) + (-1.3441128) * \text{Xout7} + (1.6772746) * \text{Xout8} + (.87687659) * \text{Xout9} + (-.87494266) * \text{Xout10} + (-.53267801) * \text{Xout11} + (-1.4704266) * \text{Xout12} + (-1.4330581) * \text{Xout13} + (-1.0176593) * \text{Xout14}$$

$$\text{Xout20} = \tanh(\text{Xout20})$$

$$\text{Xout21} = (-1.1433512) + (.27558661) * \text{Xout15} + (-.86230415) * \text{Xout16} + (-.12296104) * \text{Xout17} + (1.4218596) * \text{Xout18} + (.11281084) * \text{Xout19} + (-.5184437) * \text{Xout20}$$

$$\text{Xout21} = \tanh(\text{Xout21})$$

$$\text{Xout22} = (.13673469) + (.42965782) * \text{Xout15} + (.37336981) * \text{Xout16} + (.12900628) * \text{Xout17} + (-.55877036) * \text{Xout18} + (-.20752583) * \text{Xout19} + (-.16491385) * \text{Xout20}$$

$$\text{Xout22} = \tanh(\text{Xout22})$$

$$\text{Xout23} = (.66150695) + (1.0948482) * \text{Xout15} + (.80288166) * \text{Xout16} + (1.4736662) * \text{Xout17} + (.56142789) * \text{Xout18} + (-1.0467161) * \text{Xout19} + (1.9081424) * \text{Xout20}$$

$$\text{Xout23} = \tanh(\text{Xout23})$$

$$\text{Xout24} = (.1671242) + (.3665612) * \text{Xout15} + (-.98738998) * \text{Xout16} + (.83081597) * \text{Xout17} + (-.049716428) * \text{Xout18} + (.39589038) * \text{Xout19} + (-.063447714) * \text{Xout20}$$

$$\text{Xout24} = \tanh(\text{Xout24})$$

Xout25 = (.096999496) + (-.38210815) * Xout21 + (-.77915728) *
 Xout22 + (-.87078965) * Xout23 + (.010586835) * Xout24
 Xout25 = tanh(Xout25)

Xout26 = (.11073228) + (.6959976) * Xout21 + (.067283005) * Xout22
 + (.079964541) * Xout23 + (.71360153) * Xout24
 Xout26 = tanh(Xout26)

Yout0 = Xout25 * (781.24999) + (625)
 Yout1 = Xout26 * (9.3749999) + (7.5)

Yout0 = Int(Yout0)
 Yout1 = Int(Yout1 * 10) / 10

If Yout1 <= 0 Then
 Yout0 = 0
 Yout1 = 0
 End If

End Sub

Sub calcula2 (Yin0, Yin1, Yin2, Yin3, Yin4, Yout0, Yout1)

If Yin0 = 0 And Yin1 = 0 And Yin2 = 0 And Yin3 = 0 And Yin4 = 0 Then
 Yout0 = 0
 Yout1 = 0
 Exit Sub
 End If

Xout2 = Yin0 * (.0043956044) + (-1)
 Xout3 = Yin1 * (.0042105263) + (-1.0042105)
 Xout4 = Yin2 * (.0042194093) + (-1.0084388)
 Xout5 = Yin3 * (.0047058824) + (-1.0047059)
 Xout6 = Yin4 * (.0041841004) + (-1.0041841)

Xout7 = (1.1847702) + (-.16147344) * Xout2 + (-.05853387) * Xout3 +
 (-2.4123755) * Xout4 + (-8.1439486) * Xout5 + (11.659819) *
 Xout6
 Xout7 = tanh(Xout7)

$$Xout8 = (1.4548864) + (-3.4282289) * Xout2 + (12.454267) * Xout3 + (-.4677307) * Xout4 + (-2.6980979) * Xout5 + (-5.1993737) * Xout6$$

$$Xout8 = \tanh(Xout8)$$

$$Xout9 = (1.5918024) + (-.82667047) * Xout2 + (4.2680264) * Xout3 + (-.50241828) * Xout4 + (-4.3218522) * Xout5 + (2.5357842) * Xout6$$

$$Xout9 = \tanh(Xout9)$$

$$Xout10 = (5.1901364) + (.32243553) * Xout2 + (4.4460807) * Xout3 + (-1.3133973) * Xout4 + (-4.372366) * Xout5 + (6.028883) * Xout6$$

$$Xout10 = \tanh(Xout10)$$

$$Xout11 = (-2.063817) + (.79872257) * Xout2 + (-8.9649649) * Xout3 + (-3.3040547) * Xout4 + (-.39161456) * Xout5 + (10.104373) * Xout6$$

$$Xout11 = \tanh(Xout11)$$

$$Xout12 = (2.719095) + (-2.4400845) * Xout2 + (3.3504298) * Xout3 + (-4.0392542) * Xout4 + (5.1808171) * Xout5 + (-4.9162307) * Xout6$$

$$Xout12 = \tanh(Xout12)$$

$$Xout13 = (-5.8904886) + (-.99402654) * Xout2 + (5.6432738) * Xout3 + (.89853221) * Xout4 + (.29590473) * Xout5 + (.14410339) * Xout6$$

$$Xout13 = \tanh(Xout13)$$

$$Xout14 = (-.79090029) + (.84994012) * Xout2 + (-.40590957) * Xout3 + (1.9744464) * Xout4 + (.76160699) * Xout5 + (-1.3026551) * Xout6$$

$$Xout14 = \tanh(Xout14)$$

$$Xout15 = (-1.8977968) + (.16922486) * Xout7 + (.017324526) * Xout8 + (1.264648) * Xout9 + (.34726283) * Xout10 + (.29947728) * Xout11 + (-1.4190794) * Xout12 + (-1.8756707) * Xout13 + (-.97654688) * Xout14$$

$$Xout15 = \tanh(Xout15)$$

$$Xout16 = (-.93648738) + (2.4328935) * Xout7 + (1.4610845) * Xout8 + (1.4318511) * Xout9 + (1.4108261) * Xout10 + (.16493823) * Xout11 + (-2.1620417) * Xout12 + (-.027780149) * Xout13 + (.4873822) * Xout14$$

Xout16 = tanh(Xout16)

Xout17 = (-.96238095) + (-.47914982) * Xout7 + (-.08693862) * Xout8 +
 (-.26313376) * Xout9 + (-1.1412673) * Xout10 + (.071364366)
 * Xout11 + (.12363286) * Xout12 + (-.08422713) * Xout13 + (-
 2.1215832) * Xout14

Xout17 = tanh(Xout17)

Xout18 = (-.09963759) + (3.3752933) * Xout7 + (-2.0415878) * Xout8 +
 (1.2956986) * Xout9 + (1.6652535) * Xout10 + (3.3470027) *
 Xout11 + (-.24950016) * Xout12 + (-1.2995557) * Xout13 + (-
 .49521467) * Xout14

Xout18 = tanh(Xout18)

Xout19 = (-.43641958) + (-.20221797) * Xout15 + (-.94750583) *
 Xout16 + (-.023369787) * Xout17 + (.59149647) * Xout18

Xout19 = tanh(Xout19)

Xout20 = (-.47730666) + (-.87033159) * Xout15 + (-.40117189) *
 Xout16 + (-1.3419067) * Xout17 + (.02161425) * Xout18

Xout20 = tanh(Xout20)

Yout0 = Xout19 * (753.12499) + (647.5)

Yout1 = Xout20 * (9.3749999) + (7.5)

Yout0 = Int(Yout0)

Yout1 = Int(Yout1 * 10) / 10

If Yout1 <= 0 Then

 Yout0 = 0

 Yout1 = 0

End If

End Sub

Sub calcula3 (Yin4, Yout1c)

If Yin4 = 0 Then

Yout1c = 0

Exit Sub

End If

Yout1c = Exp(.2057607 - 3.4922814 * Log(Yin4) + 2.0850978 *
(Log(Yin4) ^ 2) - .4161163 * (Log(Yin4) ^ 3) + .0300417 *
(Log(Yin4) ^ 4))

Yout1c = CInt(Yout1c * 10) / 10

End Sub

Function tanh (x As Double) As Double

tanh = (Exp(x) - Exp(-x)) / (Exp(x) + Exp(-x))

End Function

APÊNDICE 2

Listagem do programa DOSEALTO : Calcula a dose equivalente em mSv e a energia em keV a partir das cinco leituras de densidade óptica no filme de alto alcance, através de rede neural desenvolvida e treinada pelo programa NEURALWORKS.

Linguagem : Microsoft VISUAL BASIC for WINDOWS versão 2.0.

DefDbl X-Y

Sub Command3D1_Click ()

If Len(Text14.Text) = 2 Then

 Text11.Text = ""

 Text12.Text = ""

 PRINTER.Print Text2.Text; Tab(11); Text5.Text; Tab(75);

 Text14.Text

 PRINTER.Print

 Exit Sub

Elsif Len(Text14.Text) = 1 Then

 Text14.Text = ""

 Exit Sub

End If

Yin0 = (Val(Text6.Text) - Val(Text3.Text)) * Val(Text4.Text)

```

Yin1 = (Val(Text7.Text) - Val(Text3.Text)) * Val(Text4.Text)
Yin2 = (Val(Text8.Text) - Val(Text3.Text)) * Val(Text4.Text)
Yin3 = (Val(Text9.Text) - Val(Text3.Text)) * Val(Text4.Text)
Yin4 = (Val(Text10.Text) - Val(Text3.Text)) * Val(Text4.Text)

```

```

If Yin0 <= 0 Then Yin0 = 1
If Yin1 <= 0 Then Yin1 = 1
If Yin2 <= 0 Then Yin2 = 1
If Yin3 <= 0 Then Yin3 = 1
If Yin4 <= 0 Then Yin4 = 1

```

Call calcula(Yin0, Yin1, Yin2, Yin3, Yin4, Yout0, Yout1) ' calcula energia e dose utilizando a rede neural

Call calcula3(Yin3, Yout1c) 'calcula a dose utilizando calibração para o filtro de chumbo

```
Yout0 = Int(Yout0)
```

```
Yout1 = (Yout1) * 10
Yout1 = CInt(Yout1) / 10
```

```

If Yout0 >= 200 Then msg$ = "MA"
If Yout0 < 200 And Yout0 >= 70 Then msg$ = "AL"
If Yout0 < 70 And Yout0 >= 40 Then msg$ = "ME"
If Yout0 < 40 And Yout0 >= 20 Then msg$ = "BA"
If Yout0 < 20 Then msg$ = "MB"

```

```
Text12.Text = Str$(Yout1)
```

```
text13.Text = Str$(Yout1c)
```

```
Text11.Text = Str$(Yout0) + " - " + msg$
```

```
If Yout0 = 0 Then Text11.Text = " "
```

```

If Yout1 <= .2 Then
    Text12.Text = " M"
    Text11.Text = " "
End If

```

```
If Yout1c <= .2 Then text13.Text = " M"
```

```

PRINTER.Print Text2.Text; Tab(11); Text5.Text; Tab(20); Text6.Text;
    Tab(26); Text7.Text; Tab(32); Text8.Text; Tab(38);
    Text9.Text; Tab(44); Text10.Text; Tab(53); Text11.Text;
    Tab(65); Text12.Text; Tab(75); Text14.Text
PRINTER.Print

```

End Sub

Sub Form_Load ()

```

Text1.Text = Date
Text2.Text = " "
Text3.Text = "0"
Text4.Text = "1"
Text5.Text = " "
Text6.Text = " "
Text7.Text = " "
Text8.Text = " "
Text9.Text = " "
Text10.Text = " "
Text11.Text = " "
Text12.Text = " "
Text13.Text = " "
Text14.Text = ""

```

```

PRINTER.Print

```

```

PRINTER.Print Tab(2); "Inst."; Tab(11); "# Dos."; Tab(20); "Cd";
    Tab(26); "Ja"; Tab(32); "Cu"; Tab(38); "Pb"; Tab(44); "PI";
    Tab(54); "ENERGIA"; Tab(66); "DOSE"; Tab(74); "Obs."

```

```

PRINTER.Print

```

```

PRINTER.Print "-----"
    "-----"

```

```

PRINTER.Print

```

```

PRINTER.Print

```

End Sub

Sub Form_Unload (Cancel As Integer)

PRINTER.Print
PRINTER.Print

PRINTER.Print Tab(14); Text1.Text; Tab(35); "BG = "; Text3.Text;
Tab(60); "Fator C14 = "; Text4.Text

PRINTER.EndDoc

End Sub

Sub Text2_DblClick ()

PRINTER.Print
PRINTER.Print
PRINTER.Print

PRINTER.Print Tab(14); Text1.Text; Tab(35); "BG = "; Text3.Text;
Tab(60); "Fator C14 = "; Text4.Text

PRINTER.EndDoc

Text2.Text = " "
Text5.Text = " "
Text6.Text = " "
Text7.Text = " "
Text8.Text = " "
Text9.Text = " "
Text10.Text = " "
Text11.Text = " "
Text12.Text = " "
Text13.Text = " "
ext14.Text = ""

PRINTER.Print

PRINTER.Print Tab(2); "Inst."; Tab(11); "# Dos."; Tab(20); "Cd";
Tab(26); "Ja"; Tab(32); "Cu"; Tab(38); "Pb"; Tab(44); "Pl";
Tab(54); "ENERGIA"; Tab(66); "DOSE"; Tab(74); "Obs."✓

PRINTER.Print

PRINTER.Print "-----"
"-----"

PRINTER.Print

PRINTER.Print

End Sub

Sub Text5_DblClick ()

Text5.Text = " "

Text6.Text = " "

Text7.Text = " "

Text8.Text = " "

Text9.Text = " "

Text10.Text = " "

Text11.Text = " "

Text12.Text = " "

text13.Text = " "

Text14.Text = ""

End Sub

DefDbf X-Y

Sub calcula (Yin0, Yin1, Yin2, Yin3, Yin4, Yout0, Yout1)

If Yin0 = 0 And Yin1 = 0 And Yin2 = 0 And Yin3 = 0 And Yin4 = 0 Then

Yout0 = 0

Yout1 = 0

Exit Sub

End If

Xout2 = Yin0 * (.0043956044) + (-1)

Xout3 = Yin1 * (.0042016807) + (-1)

Xout4 = Yin2 * (.0042016807) + (-1)

Xout5 = Yin3 * (.0046948357) + (-1)

Xout6 = Yin4 * (.0041753653) + (-1)

Xout7 = (-.47247341) + (.091104716) * Xout2 + (-.12648219) * Xout3 +

(.22437377) * Xout4 + (-3.5306759) * Xout5 + (2.4733891) *

Xout6

Xout7 = tanh(Xout7)

Xout8 = (1.1768891) + (-1.4026674) * Xout2 + (6.8716817) * Xout3 +

(- 1.0461557) * Xout4 + (-3.1032555) * Xout5 + (-.73250878) *

Xout6

$$Xout8 = \tanh(Xout8)$$

$$Xout9 = (.61007679) + (-.85822099) * Xout2 + (6.1786785) * Xout3 + (-.14537279) * Xout4 + (-5.6490188) * Xout5 + (1.3804805) * Xout6$$

$$Xout9 = \tanh(Xout9)$$

$$Xout10 = (1.8899553) + (.68769264) * Xout2 + (1.6105291) * Xout3 + (.49436095) * Xout4 + (-1.9850777) * Xout5 + (1.2852417) * Xout6$$

$$Xout10 = \tanh(Xout10)$$

$$Xout11 = (-1.7804387) + (-2.6655936) * Xout2 + (1.6191174) * Xout3 + (.96335316) * Xout4 + (2.0484033) * Xout5 + (.15892087) * Xout6$$

$$Xout11 = \tanh(Xout11)$$

$$Xout12 = (-.71685982) + (.17141931) * Xout2 + (-.87522328) * Xout3 + (1.5166656) * Xout4 + (1.268001) * Xout5 + (.52520239) * Xout6$$

$$Xout12 = \tanh(Xout12)$$

$$Xout13 = (1.8383217) + (-1.9752679) * Xout2 + (.61298841) * Xout3 + (-1.6635885) * Xout4 + (4.2815504) * Xout5 + (-2.7433953) * Xout6$$

$$Xout13 = \tanh(Xout13)$$

$$Xout14 = (-.78803796) + (.58146286) * Xout2 + (-4.3035526) * Xout3 + (.34057191) * Xout4 + (1.269302) * Xout5 + (1.1810329) * Xout6$$

$$Xout14 = \tanh(Xout14)$$

$$Xout15 = (-.035252217) + (.14305955) * Xout7 + (1.2699174) * Xout8 + (2.1697211) * Xout9 + (.97100782) * Xout10 + (.37156567) * Xout11 + (-.14352508) * Xout12 + (-.83630151) * Xout13 + (-.77851319) * Xout14$$

$$Xout15 = \tanh(Xout15)$$

$$Xout16 = (.37617028) + (.71010196) * Xout7 + (-.49667728) * Xout8 + (-.55148786) * Xout9 + (-1.1422946) * Xout10 + (-.22347544) * Xout11 + (-.84819221) * Xout12 + (-.069007285) * Xout13 + (.03089238) * Xout14$$

$$Xout16 = \tanh(Xout16)$$

$$Xout17 = (1.3916206) + (-1.3584343) * Xout7 + (.3388882) * Xout8 + (-1.3783252) * Xout9 + (-.30234581) * Xout10 + (1.7791417) * Xout11 + (1.1495301) * Xout12 + (1.0054213) * Xout13 + (-.45244268) * Xout14$$

$$Xout17 = \tanh(Xout17)$$

$$Xout18 = (-.16795549) + (-.75631559) * Xout7 + (-.52857691) * Xout8 + (-.5060268) * Xout9 + (.61527354) * Xout10 + (1.2852348) * Xout11 + (.68305713) * Xout12 + (2.6743629) * Xout13 + (.033511352) * Xout14$$

$$Xout18 = \tanh(Xout18)$$

$$Xout19 = (.38763577) + (-.35805181) * Xout7 + (-.77699) * Xout8 + (-1.5626518) * Xout9 + (-.53661013) * Xout10 + (-.048677538) * Xout11 + (.055558376) * Xout12 + (1.1026399) * Xout13 + (.4757013) * Xout14$$

$$Xout19 = \tanh(Xout19)$$

$$Xout20 = (-.012659974) + (-1.3441128) * Xout7 + (1.6772746) * Xout8 + (.87687659) * Xout9 + (-.87494266) * Xout10 + (-.53267801) * Xout11 + (-1.4704266) * Xout12 + (-1.4330581) * Xout13 + (-1.0176593) * Xout14$$

$$Xout20 = \tanh(Xout20)$$

$$Xout21 = (-1.1433512) + (.27558661) * Xout15 + (-.86230415) * Xout16 + (-.12296104) * Xout17 + (1.4218596) * Xout18 + (.11281084) * Xout19 + (-.5184437) * Xout20$$

$$Xout21 = \tanh(Xout21)$$

$$Xout22 = (.13673469) + (.42965782) * Xout15 + (.37336981) * Xout16 + (.12900628) * Xout17 + (-.55877036) * Xout18 + (-.20752583) * Xout19 + (-.16491385) * Xout20$$

$$Xout22 = \tanh(Xout22)$$

$$Xout23 = (.66150695) + (1.0948482) * Xout15 + (.80288166) * Xout16 + (1.4736662) * Xout17 + (.56142789) * Xout18 + (-1.0467161) * Xout19 + (1.9081424) * Xout20$$

$$Xout23 = \tanh(Xout23)$$

$$\begin{aligned} X_{out24} = & (.1671242) + (.3665612) * X_{out15} + (-.98738998) * X_{out16} + \\ & (.83081597) * X_{out17} + (-.049716428) * X_{out18} + \\ & (.39589038) * X_{out19} + (-.063447714) * X_{out20} \end{aligned}$$

$$X_{out24} = \tanh(X_{out24})$$

$$\begin{aligned} X_{out25} = & (.096999496) + (-.38210815) * X_{out21} + (-.77915728) * \\ & X_{out22} + (-.87078965) * X_{out23} + (.010586835) * X_{out24} \end{aligned}$$

$$X_{out25} = \tanh(X_{out25})$$

$$\begin{aligned} X_{out26} = & (.11073228) + (.6959976) * X_{out21} + (.067283005) * X_{out22} \\ & + (.079964541) * X_{out23} + (.71360153) * X_{out24} \end{aligned}$$

$$X_{out26} = \tanh(X_{out26})$$

$$Y_{out0} = X_{out25} * (781.24999) + (625)$$

$$Y_{out1} = X_{out26} * (9.3749999) + (7.5)$$

$$Y_{out0} = \text{Int}(Y_{out0})$$

$$Y_{out1} = \text{Int}(Y_{out1} * 10) / 10$$

If Yout1 <= 0 Then

$$Y_{out0} = 0$$

$$Y_{out1} = 0$$

End If

End Sub

Sub calcula3 (Yin4, Yout1c)

If Yin4 = 0 Then

Yout1c = 0

Exit Sub

End If

Yout1c = Exp(5.6901767 - 11.6993621 * Log(Yin4) + 5.3374421 *
(Log(Yin4) ^ 2) - .906888 * (Log(Yin4) ^ 3) + .0543608 *
(Log(Yin4) ^ 4))

Yout1c = CInt(Yout1c * 10) / 10

End Sub

Function tanh (x As Double) As Double

tanh = (Exp(x) - Exp(-x)) / (Exp(x) + Exp(-x))

End Function

APÊNDICE 3

a) Matriz de treinamento para o filme de baixo alcance

ENTRADA [Densidades ópticas]					SAIDA	
Cádmio	Janela	Cobre	Chumbo	Plástico	Energia [keV]	Dose [mSv]
78	451	260	64	450	45	2
75	451	258	64	451	45	2
71	452	270	68	452	45	2
80	454	349	62	452	45	3
96	460	350	100	462	45	3
97	462	383	66	462	45	3
103	469	428	140	467	45	5
168	466	418	145	467	45	5
210	468	443	169	470	45	6,5
200	471	441	166	465	45	6,5
217	470	437	164	468	45	6,5
163	468	460	174	468	45	8
179	469	463	198	470	45	8
207	468	467	246	471	45	10
270	472	470	253	474	45	10
235	472	465	214	476	45	10
374	474	472	342	477	45	15
356	473	468	378	473	45	15
373	471	469	344	472	45	15
361	472	468	400	471	45	20
346	471	468	337	471	45	20
344	471	472	324	475	45	20
407	479	468	442	479	45	30
463	478	477	436	478	45	30
456	477	474	448	477	45	40
448	475	473	438	475	45	40
463	475	476	436	477	45	40
471	482	479	474	482	45	50
463	479	469	453	472	45	50

447	473	471	452	473	45	50
134	449	298	94	445	58	2
123	453	303	103	442	58	2
132	450	287	87	443	58	2
149	459	381	126	460	58	3
161	459	381	103	461	58	3
148	463	408	109	464	58	3
166	466	450	188	462	58	5
175	464	449	186	470	58	5
248	469	459	196	469	58	5
316	475	470	193	474	58	6,5
272	470	459	214	469	58	6,5
295	463	464	219	471	58	6,5
294	463	464	297	466	58	8
268	473	468	265	470	58	8
288	465	464	256	469	58	8
331	469	467	366	472	58	10
368	467	471	325	470	58	10
345	466	466	301	470	58	10
442	474	470	401	476	58	15
437	466	466	420	474	58	15
444	468	467	397	479	58	15
453	474	475	433	477	58	20
457	471	469	429	479	58	20
460	474	471	427	473	58	20
459	472	474	473	475	58	30
460	468	471	472	486	58	30
467	475	468	472	473	58	30
464	470	469	467	475	58	40
467	474	472	474	487	58	40
466	475	477	472	485	58	40
488	488	486	490	492	58	50
490	490	491	485	494	58	50
484	491	489	484	493	58	50
29	126	83	28	126	79	2
32	126	79	23	125	79	2
29	126	80	21	123	79	2
278	430	387	184	418	79	3
255	423	401	198	416	79	3
273	424	394	184	424	79	3
324	450	460	245	453	79	5
342	443	456	226	464	79	5
354	462	457	250	456	79	5
380	460	465	306	462	79	6,5

387	464	463	303	459	79	6,5
435	463	464	320	464	79	8
414	464	464	338	463	79	8
429	463	461	340	462	79	8
436	465	466	386	465	79	10
426	464	464	363	463	79	10
434	467	464	362	466	79	10
452	467	464	445	467	79	15
459	470	469	425	468	79	15
457	472	471	408	472	79	15
465	470	469	451	471	79	20
466	473	471	452	472	79	20
463	468	470	471	473	79	20
467	470	471	464	473	79	30
461	469	468	459	473	79	30
463	470	469	462	474	79	30
472	478	476	473	477	79	40
469	472	471	469	471	79	40
469	472	468	467	470	79	40
467	471	470	467	470	79	50
467	471	470	468	471	79	50
467	473	468	467	470	79	50
120	141	122	88	131	134	2
113	141	120	78	128	134	2
121	141	123	85	128	134	2
167	197	165	113	182	134	3
172	201	165	102	187	134	3
168	201	164	104	172	134	3
250	291	235	183	267	134	5
254	291	245	191	250	134	5
272	315	302	222	298	134	6,5
296	342	287	214	299	134	6,5
325	381	329	275	332	134	8
305	379	342	253	331	134	8
312	381	317	238	332	134	8
356	414	371	303	372	134	10
362	431	366	284	374	134	10
356	424	379	272	371	134	10
426	460	415	366	427	134	15
408	459	431	340	425	134	15
431	461	428	358	427	134	15
452	470	450	403	451	134	20
448	470	449	387	451	134	20
445	470	446	390	449	134	20

466	473	461	452	463	134	30
443	471	462	455	466	134	30
469	474	472	461	472	134	40
471	476	473	464	473	134	40
471	476	473	467	473	134	40
473	477	474	472	475	134	50
473	478	473	471	476	134	50
473	477	472	470	475	134	50
47	44	45	61	43	661	2
52	48	47	67	48	661	2
49	48	44	67	48	661	2
76	67	63	99	68	661	3
72	65	62	95	68	661	3
70	66	63	90	66	661	3
108	102	93	133	103	661	5
106	102	94	136	102	661	5
106	101	96	141	105	661	5
132	129	122	170	130	661	6,5
130	128	122	167	130	661	6,5
133	131	126	170	131	661	6,5
153	154	148	195	155	661	8
155	153	146	196	154	661	8
156	155	150	190	154	661	8
179	182	174	226	184	661	10
184	184	174	222	185	661	10
178	181	168	214	180	661	10
240	243	231	276	244	661	15
240	244	231	282	242	661	15
239	244	233	275	241	661	15
277	287	271	306	281	661	20
282	286	270	309	279	661	20
280	286	272	315	281	661	20
324	346	329	374	339	661	30
337	347	333	359	341	661	30
341	347	332	371	343	661	30
57	43	48	63	59	1250	2
57	41	50	64	57	1250	2
57	41	48	63	59	1250	2
76	54	67	88	82	1250	3
74	54	65	88	80	1250	3
72	53	66	88	79	1250	3
110	83	109	133	123	1250	5
111	86	108	131	122	1250	5
111	86	103	132	122	1250	5

135	108	131	160	151	1250	6,5
130	108	129	156	150	1250	6,5
132	110	134	160	151	1250	6,5
158	130	150	188	176	1250	8
152	123	153	186	172	1250	8
156	125	156	186	178	1250	8
184	154	180	218	208	1250	10
188	150	174	213	209	1250	10
186	156	177	214	210	1250	10
246	228	245	266	261	1250	15
247	220	238	269	267	1250	15
239	208	246	268	266	1250	15
290	268	276	314	312	1250	20
289	280	281	309	312	1250	20
288	271	293	318	307	1250	20
344	329	346	368	362	1250	30
344	330	337	363	366	1250	30
335	325	344	363	364	1250	30

b) Matriz de treinamento para o filme de alto alcance

ENTRADA [Densidades ópticas]					SAIDA	
Cádmio	Janela	Cobre	Chumbo	Plástico	Energia [keV]	Dose [mSv]
1	36	4	1	33	45	2
1	36	6	1	33	45	2
1	36	6	1	33	45	2
1	53	7	1	46	45	3
2	54	10	1	50	45	3
2	54	12	1	50	45	3
2	90	17	2	84	45	5
3	90	17	3	85	45	5
4	116	23	3	109	45	6,5
5	117	24	3	110	45	6,5
5	116	20	3	108	45	6,5
5	144	32	5	135	45	8
4	143	29	3	135	45	8
4	145	29	4	137	45	8

6	179	35	6	172	45	10
7	180	32	5	170	45	10
6	181	35	5	171	45	10
11	273	49	9	256	45	15
10	272	50	10	256	45	15
10	272	43	8	256	45	15
11	361	69	12	339	45	20
12	361	66	9	345	45	20
11	361	80	7	340	45	20
17	506	105	16	493	45	30
22	505	103	16	493	45	30
31	533	143	21	531	45	40
26	533	145	20	531	45	40
28	534	127	19	533	45	40
22	530	182	22	529	45	50
24	527	179	24	524	45	50
4	24	10	3	23	58	2
3	23	9	2	23	58	2
3	23	8	2	22	58	2
3	34	14	2	32	58	3
3	34	13	2	32	58	3
3	35	15	2	32	58	3
4	59	23	4	55	58	5
4	58	22	4	54	58	5
6	58	23	4	55	58	5
9	74	30	5	71	58	6,5
7	75	30	5	70	58	6,5
9	75	28	5	70	58	6,5
9	92	39	8	87	58	8
8	92	37	6	87	58	8
8	92	36	6	87	58	8
10	115	46	10	109	58	10
12	116	44	8	109	58	10
11	118	45	7	111	58	10
20	173	64	13	164	58	15
20	173	60	12	164	58	15
18	173	66	15	163	58	15
20	234	91	17	222	58	20
22	233	88	13	222	58	20
21	233	89	14	221	58	20
24	354	139	26	338	58	30
24	355	131	25	337	58	30
36	353	134	26	337	58	30
51	466	186	27	447	58	40

46	492	192	32	457	58	40
54	480	174	32	456	58	40
55	542	258	49	533	58	50
45	542	239	39	531	58	50
50	542	233	37	532	58	50
1	3	2	1	3	79	2
1	3	2	1	3	79	2
1	4	2	1	3	79	2
8	20	13	6	19	79	3
7	20	14	5	19	79	3
8	20	13	4	19	79	3
10	33	22	6	31	79	5
11	33	22	5	31	79	5
11	33	23	6	31	79	5
12	42	28	9	40	79	6,5
9	42	28	9	39	79	6,5
15	42	28	8	40	79	6,5
18	52	35	8	50	79	8
17	51	35	9	49	79	8
19	52	33	10	50	79	8
21	63	44	14	61	79	10
19	64	43	12	61	79	10
20	64	42	11	62	79	10
30	100	66	22	95	79	15
33	99	65	19	95	79	15
32	100	66	17	96	79	15
48	132	85	26	126	79	20
44	132	87	29	126	79	20
48	132	82	26	129	79	20
58	200	132	36	192	79	30
64	199	131	29	192	79	30
60	200	138	36	192	79	30
68	261	175	51	255	79	40
53	274	175	52	260	79	40
89	272	178	52	259	79	40
120	340	218	65	324	79	50
108	340	219	73	324	79	50
121	344	211	63	328	79	50
3	3	3	2	3	134	2
2	3	2	2	3	134	2
2	2	2	1	2	134	2
3	3	3	2	3	134	3
3	4	3	2	4	134	3
3	4	3	2	4	134	3

5	6	5	4	6	134	5
4	6	5	4	6	134	5
5	6	6	4	6	134	5
5	9	7	5	9	134	6,5
7	8	8	5	8	134	6,5
7	9	7	5	8	134	6,5
8	10	9	6	10	134	8
8	10	9	6	10	134	8
8	10	9	5	9	134	8
11	13	16	8	12	134	10
11	13	11	7	12	134	10
11	13	12	7	13	134	10
17	19	17	12	19	134	15
15	19	17	10	18	134	15
17	19	17	11	19	134	15
21	25	23	14	25	134	20
21	25	23	12	25	134	20
21	25	23	12	24	134	20
31	38	34	23	37	134	30
30	38	34	23	37	134	30
44	51	45	25	50	134	40
42	51	47	29	50	134	40
45	52	46	30	50	134	40
54	64	58	39	63	134	50
53	65	58	36	64	134	50
52	65	59	37	64	134	50
1	1	1	1	1	661	2
1	1	1	1	1	661	2
1	1	1	1	1	661	2
1	1	1	1	1	661	3
2	2	2	2	2	661	3
1	1	1	1	1	661	3
2	2	2	2	2	661	5
2	2	2	2	2	661	5
2	3	2	2	2	661	5
2	2	2	3	3	661	6,5
2	2	2	3	2	661	6,5
2	2	2	4	3	661	6,5
4	3	2	3	2	661	8
2	2	4	3	2	661	8
2	2	2	3	2	661	8
3	3	3	4	3	661	10
3	3	3	4	3	661	10
3	3	4	4	3	661	10

4	5	5	6	5	661	15
4	4	5	6	4	661	15
5	5	5	6	5	661	15
6	6	6	8	6	661	20
6	6	6	7	6	661	20
6	6	6	8	6	661	20
9	9	9	11	9	661	30
9	9	9	11	9	661	30
9	9	8	11	9	661	30
1	1	1	1	1	1250	2
1	1	1	1	1	1250	2
1	1	1	1	1	1250	2
1	1	1	2	1	1250	3
2	2	1	1	1	1250	3
1	1	1	1	2	1250	3
2	1	2	2	1	1250	5
1	1	2	2	2	1250	5
1	1	1	2	2	1250	5
2	2	2	2	2	1250	6,5
2	3	2	2	2	1250	6,5
2	2	2	2	2	1250	6,5
2	2	3	3	3	1250	8
2	2	2	3	3	1250	8
2	2	2	3	3	1250	8
3	3	3	3	3	1250	10
3	2	3	4	3	1250	10
3	2	3	4	3	1250	10
5	4	4	7	5	1250	15
4	3	4	5	5	1250	15
4	3	5	4	5	1250	15
6	4	6	7	6	1250	20
6	4	7	7	6	1250	20
6	5	6	6	8	1250	20
9	7	9	11	9	1250	30
9	7	9	10	9	1250	30
10	7	9	10	9	1250	30
11	6	11	15	12	1250	40
11	6	11	15	11	1250	40
13	8	15	18	16	1250	50
14	9	14	18	15	1250	50
27	17	30	35	29	1250	100
28	17	29	36	29	1250	100
59	36	56	73	62	1250	200
58	35	55	72	59	1250	200

88	54	85	118	94	1250	300
91	53	87	115	94	1250	300
162	94	157	205	167	1250	500
167	93	156	213	167	1250	500
237	142	234	306	245	1250	700
237	139	224	319	255	1250	700
354	212	346	441	368	1250	1000
353	216	339	453	367	1250	1000
430	269	413	468	443	1250	1200
432	261	398	481	442	1250	1200
513	349	496	524	519	1250	1500
514	331	498	519	517	1250	1500