

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
DEPARTAMENTO DE ENERGIA NUCLEAR**

**COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR  
CENTRO REGIONAL DE CIÊNCIAS NUCLEARES DO NORDESTE**

**Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares**

**DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE UM  
DISPOSITIVO DOSIMÉTRICO PARA UM SISTEMA DE  
MONITORAÇÃO INDIVIDUAL EXTERNA X E GAMA**

**CHRISTIANA SANTORO**

**Orientador:** Prof. Dr. João Antônio Filho

Recife, PE  
Setembro, 2013

**CHRISTIANA SANTORO**

**DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE UM  
DISPOSITIVO DOSIMÉTRICO PARA UM SISTEMA DE  
MONITORAÇÃO INDIVIDUAL EXTERNA X E GAMA**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares para obtenção do título de Doutor em Tecnologias Energéticas e Nucleares, Área de Concentração: Dosimetria e Instrumentação.

**Orientador:** Prof. Dr. João Antônio Filho

Recife, PE  
Setembro, 2013

Catálogo na fonte  
Bibliotecário Carlos Moura, CRB-4 / 1502

S237d

Santoro, Christiana.

Desenvolvimento e caracterização de um dispositivo dosimétrico para um sistema de monitoração individual externa X e gama. / Christiana Santoro. - Recife: O Autor, 2013.

140 folhas, il., gráfs., tabs.

Orientador: Prof. Dr. João Antônio Filho.

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Pernambuco.  
CTG. Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares, 2013.

Inclui Referências e Apêndices.

1. Proteção radiológica. 2. Monitoração individual.  
3. Dosimetria fotográfica. I. Antônio Filho, João (orientador).  
II. Título.

CDD 612.01448 (21. ed.)

UFPE  
BDEN/2013-23

**DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE UM DISPOSITIVO  
DOSIMÉTRICO PARA UM SISTEMA DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL  
EXTERNA X E GAMA**

Christiana Santoro

APROVADA EM: 13.09.2013

ORIENTADOR: Prof. Dr. João Antonio Filho

COMISSÃO EXAMINADORA:

---

Prof. Dr. Clovis Abrahão Hazin – CRCN-NE/CNEN

---

Prof. Dr. Carlos Alberto Brayner de Oliveira Lira – DEN/UFPE

---

Prof. Dr. Luiz Antonio Pereira dos Santos – CRCN-NE/CNEN

---

Prof. Dr. João Antonio Filho – DEN/UFPE

---

Prof. Dr. Marcus Aurélio Pereira dos Santos – CRCN-NE/CNEN

Visto e permitida a impressão

---

Coordenadora(o) do PROTEN/DEN/UFPE

Ao Senhor meu Deus,  
a quem todos os dias,  
peço obstinadamente,  
sabedoria, saúde e santidade,

minha eterna  
gratidão

Aos meus pais,  
Fábio Santoro (in memoriam) e  
Marluce Navarro Santoro, exemplos de  
vida, dedicação e amor,

minha admiração  
e homenagem

A Elias e a Mariana,  
minha amada família,  
representantes do incentivo,  
compreensão e luta,

Dedico.

## AGRADECIMENTOS

A Deus, por estar presente em minha vida e me proporcionar mais essa conquista.

Ao meu pai Fábio Santoro, in memoriam, que me ensinou a ter tranquilidade e ser perseverante. A ele dedico todos os méritos.

À minha mãe Marluce Navarro Santoro, pelo amor e confiança dispensados em todas as fases da minha vida. À minha filha Mariana Santoro, que desde bem pequena acompanha a minha trajetória de estudos, pela compreensão, paciência e força. Em especial, ao meu esposo Elias Silva Filho, exemplo de vida dedicada ao ensino da física e de tanta sabedoria em transmitir com didática seu vasto conhecimento, pelo amor, incentivo e pelo melhor durante o curso, que foi ter te encontrado.

Ao orientador Prof. Dr. João Antônio Filho pelas discussões durante todo o processo de elaboração desta tese, pela atenção e comprometimento com o trabalho.

Ao CRCN-NE, em especial ao Prof. Marcus Aurélio Pereira dos Santos, pelas orientações, a amizade e a torcida, como também, a Luiz Carlos Gonçalves Filho pela cooperação nas irradiações dos dosímetros realizadas no Laboratório de Metrologia.

Ao LPR do DEN, por me ceder os dosímetros necessários para realização deste trabalho. Em especial ao amigo Jutai pela indispensável colaboração durante o processamento dos dosímetros e aos demais colaboradores pelo incentivo.

À secretária do DEN Nilvânia e a Kalydja pelo apoio e amizade.

À minha amiga Fernanda Lúcia de Oliveira, pelo incentivo a voltar a estudar, por compartilhar os sofrimentos existentes durante todo o percurso e por sempre me ajudar.

À Secretaria Executiva de Educação Profissional – Secretaria de Educação do Estado de Pernambuco, em especial ao Secretário Paulo Dutra e à Gerente Geral Luciane Pulça, pela compreensão, incentivo e apoio em todos os momentos. Aos demais amigos da Secretaria, principalmente a Equipe de Processos: Valdelice; Lena; Fátima; Margarida; Rose; Nilza; Raquel; Manu; E os amigos da sala: Maria Medeiros; Dulce; Cristina; Inêz; Ilma; Bento; Babua; Andreia; Carlos; Mauro; Éber; Sheila; Wilma; Daivid; Marquinhos; Heleninha; Morgana e demais amigos da Secretaria pela torcida. A todos, que estiveram comigo que até mesmo com um simples gesto de carinho ou uma palavra amiga ajudaram incentivando na conclusão do trabalho.

# DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE UM DISPOSITIVO DOSIMÉTRICO PARA UM SISTEMA DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL EXTERNA X E GAMA

Autora: Christiana Santoro

Orientador: Prof. Dr. João Antonio Filho

## RESUMO

Há uma forte tendência na monitoração individual de estar sempre sendo envolvida com refinamentos, tais como a criação de novos procedimentos e equipamentos que sejam capazes de simular, com maior eficácia, a realidade em termos das condições radiológicas nas quais trabalhadores estão submetidos quando expostos às fontes externas de radiação ionizante, tais como fótons e partículas. Laboratórios de Calibração proporcionam uma série de condições de irradiação muito bem definidas e padronizadas que podem ser utilizadas em estudos de fenômenos físicos, baseadas nas recomendações estabelecidas por Comissões Internacionais: *International Commission on Radiation Units and Measurements* – ICRU; *International Commission on Radiological Protection* - ICRP e *International Organization for Standardization* – ISO. Elas estabelecem em seus relatórios, entre outros, requisitos necessários ao propósito da calibração, neste caso em especial, na atividade da monitoração individual. Entretanto, neste campo, muitas descobertas ainda podem vir a contribuir para condições radiológicas ideais e satisfatórias.

Visando preencher uma dessas lacunas, um fantoma *slab*, simulador do tronco humano, foi utilizado neste trabalho, com o objetivo de avaliar o valor convencionalmente verdadeiro do equivalente de dose pessoal para dosímetros fotográficos,  $H_p(d)$ . O fantoma *slab* foi adaptado e nele foram construídos dois porta-dosímetros, que foram posicionados dentro do fantoma a uma profundidade de 11 mm da sua superfície frontal. A seguir, dosímetros fotográficos foram calibrados para o equivalente de dose pessoal  $H_p(10)$ , a uma profundidade  $d = 10$  mm da superfície frontal, esta é a posição onde ocorre o equilíbrio eletrônico do sistema dosimétrico para radiações fortemente penetrantes. Desta forma, por meio do dispositivo dosimétrico desenvolvido neste trabalho, foi possível avaliar a dose

$H_p(10)$ , considerando-se a influência do espalhamento e da absorção da radiação ionizante produzidos pelo corpo humano.

Pesquisadores têm concebido produtos que aprimoram a avaliação de doses às quais trabalhadores são expostos, construindo câmaras de ionização, dosímetros e tantos outros dispositivos que ofereçam uma melhor exatidão na determinação de doses e energias, aperfeiçoando a qualidade do serviço prestado à sociedade. Baseado neste cerne, comum a tantos especialistas, foi criado o dispositivo dosimétrico composto por fantoma *slab* com porta-dosímetros para avaliar  $H_p(10)$ . As curvas de calibração para o equivalente de dose pessoal,  $H_p(10)$  foram obtidas a partir dos dados obtidos no experimento quando submetido a doses de 0,2 a 50 mSv de uma fonte radioativa de  $^{60}\text{Co}$  e de  $^{137}\text{Cs}$ , e de feixes de raios X, nas qualidades de radiação de espectros largos (W) e estreitos (N), descritos pela ISO 4037-1. Com uma metodologia fundamentada na programação linear foram determinadas curvas de calibração para as qualidades de radiação estudadas e, posteriormente, foi examinada a dependência energética e angular do dispositivo dosimétrico.

A ISO/FDIS 4037-3 estabelece um procedimento para calibração em  $H_p(10)$  onde os dosímetros devem ser posicionados sobre um fantoma *slab* no ponto de referência do campo de radiação ionizante, e então, utiliza-se coeficientes de conversão do kerma no ar,  $K_a$ , para  $H_p(10)$ . Desta forma, foram comparados os resultados dos dosímetros irradiados sobre o fantoma *slab*, com os resultados dos dosímetros irradiados dentro do fantoma *slab*. Os resultados mostraram que o comportamento dos dosímetros irradiados dentro do fantoma *slab*, nas baixas energias, é completamente diferente dos dosímetros irradiados sobre o fantoma *slab*, devido ao espalhamento. A partir deste estudo, o procedimento de irradiação de dosímetros dentro do fantoma *slab* pode ser caracterizado e implantado em Laboratórios de Calibração.

O procedimento de irradiação com o dispositivo dosimétrico possibilitará, dentre outras aplicações, a realização de ensaios e de calibrações para fins de estudos científicos e prestação de serviços.

**Palavras-chave:** Proteção Radiológica; Monitoração Individual; Dosimetria Fotográfica.

# **DEVELOPMENT AND CHARACTERIZATION OF A DOSIMETRIC DEVICE FOR EXTERNAL X AND GAMMA INDIVIDUAL MONITORING SYSTEM**

Author: Christiana Santoro

Supervisor: Prof. Dr. João Antonio Filho

## **ABSTRACT**

There is a strong tendency in the individual monitoring of always being involved with refinements such as the creation of new procedures and equipment that are able to effectively simulate the reality in terms of radiological conditions in which workers are subjected when exposed to external sources of ionizing radiation, such as photons and particles. Calibration Laboratories provide a set of irradiation conditions very well defined and standardized which can be used in studies of the physical phenomena based on the recommendations made by International Commissions: International Commission on Radiation Units and Measurements - ICRU; International Commission on Radiological Protection - ICRP and International Organization for Standardization - ISO. They establish, in their reports, requirements for the calibration purpose, in this special case, the activity of individual monitoring. However, in this field, many discoveries can still be expected to contribute to ideals and satisfactory radiological conditions.

Aiming to fill one of these gaps, a slab phantom, which is a human torso simulator, was used in this work in order to assess the true personnel dose equivalent,  $H_P(d)$ , for photographic dosimeters. The slab phantom was adapted and on it two dosimeters holders were built and placed inside the phantom at a depth of 11 mm from the front surface. Later, photographic dosimeters were calibrated for the personal dose equivalent  $H_P(10)$  at a depth  $d = 10$  mm from the front surface. That is the position where the electronic equilibrium of the dosimetric system for radiation strongly penetrant occurs. Thus, through the dosimeter device developed in this work, it was possible to evaluate the dose considering the influence of the backscattering and absorption of ionizing radiation produced by the human body.

Researchers have been designing products that enhance the assessment of doses to which workers are exposed, by building ionization chambers, dosimeters, and many other devices that offer better accuracy in determining doses and energies while improving the quality of the service provided to society. Based on this idea, shared by many experts, a dosimetric device composed by slab phantom with dosimeters holders was created to evaluate  $H_p(10)$ . The calibration curves for the personal dose equivalent  $H_p(10)$  were obtained from the data achieved in the experiment when tested at doses from 0.2 to 50 mSv a  $^{60}\text{Co}$  and  $^{137}\text{Cs}$  radioactive sources, and X-ray beam on the wide (W) and narrow (N) spectra quality, as described by ISO 4037-1. With a methodology based on linear programming, calibration curves for the radiation qualities studied were determined and later, the energy and angular dependence of the dosimetric device were examined.

The ISO / FDIS 4037-3 establishes a procedure for the calibration in  $H_p(10)$  where the dosimeters should be positioned on the slab phantom at the reference point of the ionizing radiation field, and then conversion coefficients of the air kerma,  $K_a$ , are used, for  $H_p(10)$ . This way, the results of the irradiated dosimeters on the slab phantom were compared with the results of dosimeters irradiated inside the slab phantom. The results showed that the behavior of the irradiated dosimeters in the slab phantom, at low energies, are completely different from the irradiated dosimeters on the slab phantom due to scattering. Based on this study, the procedure of the dosimeters irradiation in the slab phantom can be characterized and deployed in Calibration Laboratories.

The irradiation procedure with the dosimetric device will enable, among other applications, to test and calibrations for the purposes of scientific research and service to society.

**Keywords:** Radiological Protection; Individual Monitoring; Photographic Dosimetry.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura		Página
1 -	Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera, no qual o $H^*(d)$ é determinado num campo de radiação expandido e alinhado ..	32
2 -	Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera, no qual o $H'(d, \Omega)$ é obtido no campo de radiação expandido, com a direção $\Omega$ de interesse .....	33
3 -	Fluxograma da relação entre grandezas físicas, operacionais e de radioproteção, onde $Q(L)$ é o fator da radiação, em função da transferência linear de energia (ICRP, 1977) .....	34
4 -	Esfera ICRU .....	37
5 -	Fantomas <i>Slab</i> , <i>Rod</i> e <i>Pilar</i> (da esquerda para a direita) .....	38
6 -	A estrutura de um filme .....	41
7 -	Curva característica de um filme dosimétrico - Densidade Óptica (DO) em função do logaritmo da exposição (Log X) .....	43
8 -	Sensibilidade do filme dosimétrico em função da energia .....	44
9 -	Limites da curva trombeta, para intercomparação entre o equivalente de dose pessoal avaliado e o equivalente de dose pessoal real .....	53
10 -	Sistema de raios-X de potencial constante do Laboratório de raios-X 320 kV da SECCAL/CRCN-NE .....	55
11 -	Sistema de fonte de radiação de $^{60}\text{Co}$ do Laboratório de fonte de radiação de $^{60}\text{Co}$ da SECCAL/CRCN-NE .....	56
12 -	Sistema de fonte de radiação de $^{137}\text{Cs}$ do Laboratório de fonte de radiação de $^{137}\text{Cs}$ da SECCAL/CRCN-NE .....	57
13 -	Fantoma <i>slab</i> – AE1 .....	58
14 -	Fantoma <i>slab</i> – AE2 .....	58
15 -	Porta filme .....	59
16 -	Esquema ilustrativo do posicionamento dos dosímetros fotográficos sobre o AE1 e o feixe de radiação: (a) Arranjo de irradiação com $^{60}\text{Co}$ e $^{137}\text{Cs}$ ; (b) Arranjo de irradiação no sistema de raios X .....	63
17 -	Esquema ilustrativo do posicionamento dos dosímetros fotográficos sob o AE2 e o feixe de radiação: (a) Arranjo de irradiação com $^{60}\text{Co}$ e $^{137}\text{Cs}$ ; (b) Arranjo de irradiação no sistema de raios X .....	64

<b>Figura</b>	<b>Página</b>
18 - Arranjo experimental de irradiação com fonte de $^{60}\text{Co}$ e AE1 .....	64
19 - Arranjo experimental de irradiação com fonte de $^{137}\text{Cs}$ e AE1 .....	65
20 - Arranjo experimental de irradiação com fonte de $^{60}\text{Co}$ e AE2 .....	65
21 - Arranjo experimental de irradiação com fonte de $^{137}\text{Cs}$ e AE2 .....	66
22 - Arranjo experimental de irradiação com raios X e AE2 .....	66
23 - Suporte giratório para dependência angular .....	68
24 - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE1 p/ energia do $^{60}\text{Co}$ (+S) .....	70
24A - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE2 p/ energia do $^{60}\text{Co}$ (+S) .....	70
25 - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE1 p/ energia do $^{60}\text{Co}$ (-S) .....	70
25A - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE2 p/ energia do $^{60}\text{Co}$ (-S) .....	70
26 - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE1 p/ energia do $^{137}\text{Cs}$ (+S) .....	71
26A - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE2 p/ energia do $^{137}\text{Cs}$ (+S) .....	71
27 - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE1 p/ energia do $^{137}\text{Cs}$ (-S) .....	71
27A - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE2 p/ energia do $^{137}\text{Cs}$ (-S) .....	71
28 - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE1 - W60 – 45 keV (+S) .....	73
28A - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE2 - W60 – 45 keV (+S) .....	73
29 - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE1 - W60 – 45 keV (-S) .....	73
29A - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE2 - W60 – 45 keV (-S) .....	73
30 - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE1 - N60 – 48 keV (+S) .....	74
30A - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE2 - N60 – 48 keV (+S) .....	74
31 - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE1 - N60 – 48 keV (-S) .....	74
31A - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE2 - N60 – 48 keV (-S) .....	74
32 - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE1 - W80 – 57 keV (+S) .....	75
32A - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE2 - W80 – 57 keV (+S) .....	75
33 - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE1 - W80 – 57 keV (-S) .....	75
33A - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE2 - W80 – 57 keV (-S) .....	75
34 - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE1 - N100 – 83 keV (+S) .....	76
34A - Dij em função do $\text{Hp}(10)$ no AE2 - N100 – 83 keV (+S) .....	76

<b>Figura</b>	<b>Página</b>
35 - Dij em função do $H_p(10)$ no AE1 - N100 – 83 keV (-S) .....	76
35A - Dij em função do $H_p(10)$ no AE2 - N100 – 83 keV (-S) .....	76
36 - Dij em função do $H_p(10)$ no AE1 - W150 – 104 keV (+S) .....	77
36A - Dij em função do $H_p(10)$ no AE2 - W150 – 104 keV (+S) .....	77
37 - Dij em função do $H_p(10)$ no AE1 - W150 – 104 keV (-S) .....	77
37A - Dij em função do $H_p(10)$ no AE2 - W150 – 104 keV (-S) .....	77
38 - Dij em função do $H_p(10)$ no AE1 - N150 – 118 keV (+S) .....	78
38A - Dij em função do $H_p(10)$ no AE2 - N150 – 118 keV (+S) .....	78
39 - Dij em função do $H_p(10)$ no AE1 - N150 – 118 keV (-S) .....	78
39A - Dij em função do $H_p(10)$ no AE2 - N150 – 118 keV (-S) .....	78
40 - Dij em função do $H_p(10)$ no AE1 - W200 – 137 keV (+S) .....	79
40A - Dij em função do $H_p(10)$ no AE2 - W200 – 137 keV (+S) .....	79
41 - Dij em função do $H_p(10)$ no AE1 - W200 – 137 keV (-S) .....	79
41A - Dij em função do $H_p(10)$ no AE2 - W200 – 137 keV (-S) .....	79
42 - Dij em função do $H_p(10)$ no AE1 - N200 – 164 keV (+S) .....	80
42A - Dij em função do $H_p(10)$ no AE2 - N200 – 164 keV (+S) .....	80
43 - Dij em função do $H_p(10)$ no AE1 - N200 – 164 keV (-S) .....	80
43A - Dij em função do $H_p(10)$ no AE2 - N200 – 164 keV (-S) .....	80
44 - Curva de referência do AE1 para a energia 1250 keV(+S) e Pb .....	84
44A - Curva região de interesse ampliada - AE1 para a energia 1250 keV (+S) e Pb .....	84
45 - Curva de referência do AE2 para a energia 1250 keV(+S) e Pb .....	85
45A - Curva região de interesse ampliada - AE2 para a energia 1250 keV (+S) e Pb .....	85
46 - Dose aparente (DA) sob filtros: Ja; Pl; Cu 0,1; Cu 0,5 e Pb em função da $D_r$ , na região linear, para o AE1 – emulsão mais sensível .....	87
47 - Dose aparente (DA) sob filtros: Ja; Pl; Cu 0,1; Cu 0,5 e Pb em função da $D_r$ , na região linear, para o AE1 – emulsão menos sensível .....	88
46A - Dose aparente (DA) sob filtros: Sf; Cu 0,1; Cu 0,5 e Pb em função da $D_r$ , na região linear, para o AE2 – emulsão mais sensível .....	89

<b>Figura</b>	<b>Página</b>
47A - Dose aparente (DA) sob filtros: Sf; Cu 0,1; Cu 0,5 e Pb em função da $D_r$ , na região linear, para o AE2 – emulsão menos sensível .....	90
48 - Curva coeficientes angulares de cada filtro em função da energia (+S) e AE1 .....	92
49 - Curva coeficientes angulares de cada filtro em função da energia (-S) e o AE1 .....	93
48A - Curva coeficientes angulares de cada filtro em função da energia (+S) e AE2 .....	93
49A - Curva coeficientes angulares de cada filtro em função da energia (-S) e AE2 .....	94
50 - Razão $H_{Pa}/H_{Pr}$ em função de $H_{Pr}$ – AE1 .....	97
50A - Razão $H_{Pa}/H_{Pr}$ em função de $H_{Pr}$ – AE2 .....	98
51 - $D_{ij}$ em função do ângulo de $0^\circ$ até $300^\circ$ (45 keV – filtro Cu 0,1 e (-S)) .	100
52 - $D_{ij}$ em função do ângulo de $0^\circ$ até $300^\circ$ (57 keV – filtro Cu 0,1 e (-S)) .	100
53 - $D_{ij}$ em função do ângulo de $0^\circ$ até $300^\circ$ (662 keV – filtro Pb e (+S)) .....	101
54 - $D_{ij}$ em função do ângulo de $0^\circ$ até $300^\circ$ (1250 keV – filtro Pb e (+S)) ...	101

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela</b>	<b>Página</b>
1 - Fatores de peso da radiação ( $W_R$ ) .....	30
2 - Fatores de peso para os órgãos ou tecidos T ( $W_T$ ) .....	31
3 - Desenvolvimento histórico dos fantasmas .....	35
4 - Qualidades dos feixes de radiação ( $\gamma$ e X) .....	61
5 - Coeficientes de conversão, h (ISO 4037-3) .....	62
6 - Região linear dos filmes dosimétricos nos AE1 e AE2 (+S) .....	81
7 - Região linear dos filmes dosimétricos nos AE1 e AE2 (+S) .....	82
8 - Densidade óptica em função do equivalente de dose pessoal $H_P$ utilizando o modelo proposto por Borasi para o AE1 .....	86
9 - Densidade óptica em função do equivalente de dose pessoal $H_P$ utilizando o modelo proposto por Borasi para o AE2 .....	86
10 - Dose aparente (DA) em função das densidades ópticas de referência ( $D_r$ ) na região linear, para o AE1 (emulsão mais sensível) .....	87
11 - Dose aparente (DA) em função das densidades ópticas de referência ( $D_r$ ) na região linear, para o AE1 (emulsão menos sensível) .....	87
10A - Dose aparente (DA) em função das densidades ópticas de referência ( $D_r$ ) na região linear, para o AE2 (emulsão mais sensível) .....	88
11A - Dose aparente (DA) em função das densidades ópticas de referência ( $D_r$ ) na região linear, para o AE2 (emulsão menos sensível) .....	89
12 - Coeficientes angulares $K_{ij}$ normalizados para o $K_{ij}$ do Pb em 1250 keV (emulsão mais sensível – AE1) .....	91
13 - Coeficientes angulares $K_{ij}$ normalizados para o $K_{ij}$ do Pb em 1250 keV (emulsão menos sensível – AE1) .....	91
12A - Coeficientes angulares $K_{ij}$ normalizados para o $K_{ij}$ do Pb em 1250 keV (emulsão mais sensível – AE2) .....	91
13A - Coeficientes angulares $K_{ij}$ normalizados para o $K_{ij}$ do Pb em 1250 keV (emulsão menos sensível – AE2) .....	92
14 - Densidades Ópticas nas posições 120° e 240°, e nas posições 60° e 300° para todas as energias utilizadas neste trabalho, com $H_P(10) = 10$ mSv e na região do filtro de chumbo – Pb .....	102

<b>Tabela</b>	<b>Página</b>
15 - Densidades Ópticas nas posições 120° e 240°, e nas posições 60° e 300° para todas as energias utilizadas neste trabalho, com $H_P(10) = 10$ mSv e na região do filtro de cobre 0,1 mm – Cu 0,1 .....	103
16 - Densidades Ópticas nas posições 120° e 240°, e nas posições 60° e 300° para todas as energias utilizadas neste trabalho, com $H_P(10) = 10$ mSv e na região sem filtro – Sf .....	103
17 - Densidades Ópticas nas posições 120° e 240°, e nas posições 60° e 300° para todas as energias utilizadas neste trabalho, com $H_P(10) = 10$ mSv e na região do filtro de cobre 0,5 mm – Cu 0,5 .....	104
A1 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do $H_P(10)$ para os filmes irradiados com $^{60}\text{Co}$ (+S) no AE1 .....	112
A1A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do $H_P(10)$ para os filmes irradiados com $^{60}\text{Co}$ (+S) no AE2 .....	112
A2 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do $H_P(10)$ para os filmes irradiados com $^{60}\text{Co}$ (-S) no AE1 .....	113
A2A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do $H_P(10)$ para os filmes irradiados com $^{60}\text{Co}$ (-S) no AE2 .....	113
A3 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do $H_P(10)$ para os filmes irradiados com $^{137}\text{Cs}$ (+S) no AE1 .....	114
A3A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do $H_P(10)$ para os filmes irradiados com $^{137}\text{Cs}$ (+S) no AE2 .....	114
A4 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do $H_P(10)$ para os filmes irradiados com $^{137}\text{Cs}$ (-S) no AE1 .....	115
A4A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do $H_P(10)$ para os filmes irradiados com $^{137}\text{Cs}$ (-S) no AE2 .....	115
A5 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do $H_P(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 45 keV – W-60 (+S) no AE1 .....	116
A5A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do $H_P(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 45 keV – W-60 (+S) no AE2 .....	116
A6 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do $H_P(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 45 keV – W-60 (-S) no AE1 .....	117
A6A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do $H_P(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 45 keV – W-60 (-S) no AE2 .....	117

<b>Tabela</b>	<b>Página</b>
A7 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do H <sub>p</sub> (10) para os filmes irradiados com fótons de energia 48 keV – N-60 (+S) no AE1 .....	118
A7A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do H <sub>p</sub> (10) para os filmes irradiados com fótons de energia 48 keV – N-60 (+S) no AE2 .....	118
A8 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do H <sub>p</sub> (10) para os filmes irradiados com fótons de energia 48 keV – N-60 (-S) no AE1 .....	119
A8A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do H <sub>p</sub> (10) para os filmes irradiados com fótons de energia 48 keV – N-60 (-S) no AE2 .....	119
A9 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do H <sub>p</sub> (10) para os filmes irradiados com fótons de energia 57 keV – W-80 (+S) no AE1 .....	120
A9A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do H <sub>p</sub> (10) para os filmes irradiados com fótons de energia 57 keV – W-80 (+S) no AE2 .....	120
A10 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do H <sub>p</sub> (10) para os filmes irradiados com fótons de energia 57 keV – W-80 (-S) no AE1 .....	121
A10A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do H <sub>p</sub> (10) para os filmes irradiados com fótons de energia 57 keV – W-80 (-S) no AE2 .....	121
A11 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do H <sub>p</sub> (10) para os filmes irradiados com fótons de energia 83 keV – N-100 (+S) no AE1 .....	122
A11A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do H <sub>p</sub> (10) para os filmes irradiados com fótons de energia 83 keV – N-100 (+S) no AE2 .....	122
A12 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do H <sub>p</sub> (10) para os filmes irradiados com fótons de energia 83 keV – N-100 (-S) no AE1 .....	123
A12A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do H <sub>p</sub> (10) para os filmes irradiados com fótons de energia 83 keV – N-100 (-S) no AE2 .....	123
A13 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do H <sub>p</sub> (10) para os filmes irradiados com fótons de energia 104 keV – W-150 (+S) no AE1 .....	124

<b>Tabela</b>	<b>Página</b>
A13A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do $H_p(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 104 keV – W-150 (+S) no AE2 .....	124
A14 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do $H_p(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 104 keV – W-150 (-S) no AE1 .....	125
A14A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do $H_p(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 104 keV – W-150 (-S) no AE2 .....	125
A15 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do $H_p(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 118 keV – N-150 (+S) no AE1 .....	126
A15A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do $H_p(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 118 keV – N-150 (+S) no AE2 .....	126
A16 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do $H_p(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 118 keV – N-150 (-S) no AE1 .....	127
A16A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do $H_p(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 118 keV – N-150 (-S) no AE2 .....	127
A17 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do $H_p(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 137 keV – W-200 (+S) no AE1 .....	128
A17A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do $H_p(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 137 keV – W-200 (+S) no AE2 .....	128
A18 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do $H_p(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 137 keV – W-200 (-S) no AE1 .....	129
A18A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do $H_p(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 137 keV – W-200 (-S) no AE2 .....	129
A19 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do $H_p(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 164 keV – N-200 (+S) no AE1 .....	130
A19A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do $H_p(10)$ os filmes irradiados c/ fótons de energia 164 keV–N-200 (+S) no AE2 .....	130

<b>Tabela</b>	<b>Página</b>
A20 - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do $H_p(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 164 keV – N-200 (-S) no AE1 .....	131
A20A - Dij sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do $H_p(10)$ para os filmes irradiados com fótons de energia 164 keV – N-200 (-S) no AE2 .....	131
B1 - Comparação entre o $H_{Pa}$ e o $H_{Pr}$ – Avaliação (+S) AE1 .....	132
B2 - Comparação entre o $H_{Pa}$ e o $H_{Pr}$ – Avaliação (-S) AE1 .....	133
B1A - Comparação entre o $H_{Pa}$ e o $H_{Pr}$ – Avaliação (+S) AE2 .....	134
B2A - Comparação entre o $H_{Pa}$ e o $H_{Pr}$ – Avaliação (-S) AE2 .....	136
C1 - Resposta angular (energias de 45 keV a 164 keV) para $H_p(10) = 10$ mSv, para dosímetros fotográficos (região da película do filtro de chumbo – Pb e emulsão menos sensível) .....	139
C2 - Resposta angular (energias de 662 keV e 1250 keV) para $H_p(10) = 10$ mSv, para dosímetros fotográficos (região da película do filtro de chumbo – Pb e emulsão mais sensível) .....	139
C3 - Resposta angular (energias de 45 keV a 164 keV) para $H_p(10) = 10$ mSv, para dosímetros fotográficos (região da película do filtro de – Cu 0,1 e emulsão menos sensível) .....	139
C4 - Resposta angular (energias de 662 keV e 1250 keV) para $H_p(10) = 10$ mSv, para dosímetros fotográficos (região da película do filtro de – Cu 0,1 e emulsão mais sensível) .....	139
C5 - Resposta angular (energias de 45 keV a 164 keV) para $H_p(10) = 10$ mSv, para dosímetros fotográficos (região da película sem filtro – Sf e emulsão menos sensível) .....	140
C6 - Resposta angular (energias de 662 keV e 1250 keV) para $H_p(10) = 10$ mSv, para dosímetros fotográficos (região da película sem filtro – Sf e emulsão mais sensível) .....	140
C7 - Resposta angular (energias de 45 keV a 164 keV) para $H_p(10) = 10$ mSv, para dosímetros fotográficos (região da película do filtro de – Cu 0,5 e emulsão menos sensível) .....	140
C8 - Resposta angular (energias de 662 keV e 1250 keV) para $H_p(10) = 10$ mSv, para dosímetros fotográficos (região da película do filtro de – Cu 0,5 e emulsão mais sensível) .....	140

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

<b>CNEN</b>	Comissão Nacional de Energia Nuclear
<b>CRCN/NE</b>	Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste
<b>CSR</b>	Camada Semi Redutora
<b>Cu 0,1</b>	Filtro de cobre 0,1 mm
<b>Cu 0,5</b>	Filtro de cobre 0,5 mm
<b>D<sub>ij</sub></b>	Densidade óptica líquida sob o filtro “j” para a energia “i”
<b>D<sub>T</sub></b>	Dose absorvida no tecido ou órgão T
<b>DA</b>	Dose Aparente
<b>DA<sub>j</sub></b>	Dose Aparente sob filtro “j”
<b>DEN</b>	Departamento de Energia Nuclear
<b>DO</b>	Densidade Óptica
<b>EURADOS</b>	European Radiation Dosimetry Group
<b>H<sub>P</sub>(d)</b>	Equivalente de dose pessoal
<b>H<sub>Pa</sub></b>	Equivalente de dose pessoal avaliado
<b>H<sub>Pr</sub></b>	Equivalente de dose pessoal real
<b>H<sub>X</sub></b>	Dose individual ou equivalente de dose para fótons
<b>H'(d, Ω)</b>	Equivalente de dose direcional
<b>H*(d)</b>	Equivalente de dose ambiente
<b>ICRP</b>	International Commission on Radiological Protection
<b>ICRU</b>	International Commission on Radiation Units and Measurements
<b>IRD</b>	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
<b>ISO</b>	International Organization for Standardization
<b>IPEN</b>	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
<b>Ja</b>	Janela
<b>K<sub>a</sub></b>	Kerma ar
<b>NE</b>	Nuclear Enterprises
<b>NRPB</b>	National Radiological Protection Board
<b>Pb</b>	Filtro de chumbo 0,8 mm
<b>PI</b>	Filtro de plástico 0,3 mm

<b>PL</b>	Programação Linear
<b>PMMA</b>	PoliMetil MetAcrilato
<b>TLD</b>	Dosímetro ThermoLuminescente
<b>UFPE</b>	Universidade Federal de Pernambuco
<b>X</b>	Exposição
$\bar{Z}$	Número atômico efetivo
<b>W<sub>R</sub></b>	Fator de peso da radiação R
<b>W<sub>T</sub></b>	Fator de peso para o tecido T

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>23</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>26</b>
<b>2.1</b>	<b>Dosimetria das Radiações</b>	<b>26</b>
<b>2.2</b>	<b>Grandezas da Radioproteção e Operacionais</b>	<b>27</b>
2.2.1	Dose Absorvida Média em um órgão ou tecido ( $D_T$ )	29
2.2.2	Dose Equivalente em um órgão ou tecido ( $H_T$ )	29
2.2.3	Dose Efetiva (E)	30
2.2.4	O Equivalente de Dose Ambiental, $H^*(d)$	32
2.2.5	O Equivalente de Dose Direcional, $H'(d, \Omega)$	32
2.2.6	O Equivalente de Dose Pessoal, $H_p(d)$	33
<b>2.3</b>	<b>Objetos simuladores</b>	<b>34</b>
2.3.1	Os fantomas para a dosimetria	36
2.3.2	Outros tipos de fantomas	39
<b>2.4</b>	<b>Dosímetros e dosimetria fotográfica</b>	<b>40</b>
2.4.1	Curva característica	42
<b>2.5</b>	<b>Calibração de dosímetros individuais</b>	<b>45</b>
<b>2.6</b>	<b>A Programação Linear</b>	<b>46</b>
2.6.1	Histórico	47
2.6.2	A PL na resolução de problemas	48
2.6.3	O Simplex para dosimetria	49
2.6.4	A PL utilizada em outras pesquisas com radiações ionizantes	50
2.6.5	Avaliação do equivalente de dose pessoal $H_p(d)$	52
2.6.6	Curva trombeta	53
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>54</b>
<b>3.1</b>	<b>Material</b>	<b>54</b>
3.1.1	Raios-X	54
3.1.2	Fontes de radiação de $^{60}\text{Co}$ e $^{137}\text{Cs}$	55

3.1.3	Sistemas de medidas.....	57
3.1.4	Fantoma .....	57
3.1.5	Sistemas auxiliares e acessórios .....	60
<b>3.2</b>	<b>Métodos .....</b>	<b>61</b>
3.2.1	Qualidades de radiação ISO .....	61
3.2.2	Determinação dos tempos necessários à obtenção do $H_p(10)$ .....	62
3.2.3	Irradiação dos dosímetros para AE1 e AE2 na posição $\alpha = 0^\circ$ .....	63
3.2.4	Curvas de calibração dos dosímetros no AE1 e AE2.....	67
3.2.5	Irradiação dos dosímetros no AE2 para diversos ângulos .....	67
3.2.6	Processamento dos filmes.....	68
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>	<b>69</b>
4.1	Estudo comparativo entre irradiações com AE1 e AE2 .....	69
4.2	A Programação Linear (PL) para avaliação da dose $H_p(10)$ .....	83
4.3	A avaliação das doses $H_p(10)$ a partir das densidades ópticas obtidas .....	94
4.4	A dependência angular do AE2.....	98
4.4.1	Comparação de densidades ópticas em posições equivalentes do AE2 - $120^\circ$ e $240^\circ$ , bem como, $60^\circ$ e $300^\circ$ .....	102
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>105</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>106</b>
	<b>APÊNDICE A</b>	
	Dij sob as regiões do filme em função do $H_p(10)$ para irradiados por $^{60}\text{Co}$ ; $^{137}\text{Cs}$ e raios X - doses 0,2 até 50 mSv; (+S) e (-S) – Tabelas A1 a A20 (AE1) e de A1A a A20A (AE2) ....	112
	<b>APÊNDICE B</b>	
	Comparação entre $H_{pa}$ e $H_{pr}$ (+S) e (-S) - Tabelas B1 e B2 (AE1) - B1A e B2A (AE2) .....	132
	<b>APÊNDICE C</b>	
	Respostas angulares do AE2 - Tabelas C1 a C8.....	139

## 1. INTRODUÇÃO

A preocupação em evitar danos à saúde associados ao uso da radiação ionizante levou a estudos no sentido de quantificar a dose de radiação recebida e mantê-la dentro de certos limites controláveis. Este fato motivou o despontar das primeiras organizações mundiais que estabeleceram limites máximos permissíveis de dose para a proteção radiológica de trabalhadores e público. É neste sentido que o relatório 60 da *International Commission on Radiological Protection* (ICRP, 1991) ratifica o princípio de que nenhuma prática que envolve a radiação deve ser realizada, a não ser que venha a produzir benefício suficiente aos indivíduos. Como a interação da radiação com o corpo humano pode causar lesões às células, chegando até a levar a morte delas, experimentos no ser humano são uma prática inadmissível. Uma alternativa, então, é realizar pesquisas utilizando-se objetos simuladores, também chamados de fantomas. Estes objetos simuladores podem ser objetos físicos ou virtuais utilizados para simular e estudar os efeitos das radiações ionizantes nos tecidos biológicos e gerar estimativas da qualidade de imagens médicas, bem como, da dose absorvida pelo indivíduo (SILVA e CAMPOS, 2008). Eles são também empregados para calibração e treinamento do profissional de saúde nas aplicações clínicas que envolvem o uso da radiação (ICRU, 1989).

Os fantomas físicos, específicos para este trabalho, são feitos de acrílico e de acrílico preenchido com água, tendo este último características semelhantes à água, isto reproduz as condições de espalhamento do corpo humano e serve para ser utilizado em teste de imagem e em dosimetria. Quanto à forma, os fantomas físicos podem possuir uma geometria simples, sendo alguns deles construídos na forma de cubos ou caixas, cilindros, ou são antropomórficos, de forma e composição semelhantes ao corpo humano, sendo a forma mais complexa de reproduzir características humanas (ICRU, 1992b). Os fantomas mais comumente utilizados são bastante simples e grosseiros comparados às pessoas reais, visto que reproduzem mais a absorção da radiação ionizante nas estruturas anatômicas do que suas formas e representam simplesmente uma determinada estrutura anatômica de interesse.

Na monitoração individual de trabalhadores que utilizam radiações ionizantes, diversas pesquisas vêm contribuindo para que condições radiológicas para indivíduos aproximem-se de características que sejam ideais e satisfatórias. Tendo em vista as limitações dos objetos simuladores mais utilizados e o fato de que ainda hoje, mesmo não apresentando recursos

tecnológicos significantes, tais objetos são adquiridos, quase que exclusivamente, no mercado internacional. Neste sentido, o presente trabalho destina-se a construção de um dispositivo dosimétrico para um sistema de monitoração individual externa X e gama. Esse dispositivo é constituído de um fantoma *slab*, simulador do tronco humano, onde foram construídos dois portadosímetros na região central da sua superfície frontal, a uma profundidade de 11 mm. Além de ser portátil, prático, estável, com tecnologia nacional, serve ao propósito da calibração de dosímetros fotográficos ou TLD's para a grandeza operacional, o equivalente de dose pessoal,  $H_p(d)$ .

Para radiação fortemente penetrante a grandeza operacional indicada para monitoração individual é o  $H_p(10)$ , e, para a radiação fracamente penetrante é  $H_p(0.07)$  para pele e  $H_p(3)$  para o cristalino. No Brasil, provisoriamente, os monitores individuais são calibrados na grandeza dose individual,  $H_X$ , onde os dosímetros individuais são calibrados em termos do kerma ar no ar livre, conforme diretrizes básicas de proteção radiológica (CNEN-NN-3.01, 2011). Entretanto, recomenda-se o uso da grandeza  $H_p(10)$ .

A *International Agency Energy Atomic* (IAEA, 2000) estabelece a utilização do fantoma *slab* para suprir as necessidades das calibrações e testes dos dosímetros de corpo inteiro usados no tronco para estimar a dose efetiva. O dispositivo dosimétrico desenvolvido neste trabalho destina-se à calibração de dosímetros fotográficos usados no tórax, para estimar o  $H_p(10)$ , para radiações fortemente penetrantes, utilizando o fantoma *slab* adaptado com dois porta-dosímetros.

De acordo com *International Organization for Standardization* (ISO, 1996), o valor convencionalmente verdadeiro de  $H_p(10)$  é baseado na grandeza kerma ar no ar livre,  $K_a$ , pela aplicação de coeficientes de conversão  $h_{pK}(10;E,\alpha)$  para  $H_p(10)$ . Segundo o relatório 74 da ICRP 1997, o relatório 57 da ICRU 1998, e mais detalhadamente, o catálogo de Ankerhold de 2000, estes coeficientes de conversão  $h_{pK}(10;E,\alpha)$ , devem ser utilizados nas seguintes condições de irradiação: com radiações ionizantes fortemente penetrantes, onde  $d = 10$  mm; com fótons monodirecionais e monoenergéticos de energia  $E$ ; e com diferentes ângulos de incidência,  $\alpha$ , entre o campo de fótons monodirecionais e a normal à superfície da face frontal do fantoma *slab*. Os coeficientes de conversão são fortemente dependentes das energias de fótons e em particular para baixas energias. A ISO 4037-3 fornece coeficientes de conversão para radiações de fótons de referência como especificados na ISO 4037-1, 1995. As distribuições espectrais referentes à mesma qualidade de radiação, no caso raios X, que são produzidos por diferentes aparelhos e por

causa de diferentes densidades do ar, sempre mostrarão pequenas diferenças. Devido à grande dependência energética dos coeficientes de conversão monoenergéticos para baixas energias, em particular para qualidades de radiação com fótons cuja energia média é menor que 25 keV, pequenas diferenças espectrais podem produzir variações para os coeficientes de conversão, relativa à mesma qualidade de raios X, as quais diferem de 10% até 90% (ANKERHOLD et al., 1999). Dessa forma, os coeficientes de conversão para determinação de  $H_p(10)$  não devem ser aplicados para o propósito de calibração que usa espectro de fótons de baixa energia.

Duas soluções são possíveis para determinação do valor convencionalmente verdadeiro de  $H_p(10)$ . A primeira possibilidade é que os coeficientes de conversão corretos sejam determinados medindo o espectro gerado por aparelhos de raios X usados para calibração, sendo necessário um espectrômetro para fótons, caro e sofisticado, e com um programa computacional capaz de revelar o tamanho do espectro medido. A segunda possibilidade é utilizar uma câmara de ionização para medir diretamente  $H_p(10)$  dentro do fantoma *slab*. Tal câmara foi desenvolvida por Ankerhold et al., 1999, entretanto, ainda apresenta dependência energética e angular de sua resposta com respeito a  $H_p(10)$ . Usando esta câmara, uma vez calibrada, as medidas com espectrômetros são desnecessárias e não necessitam de coeficientes de conversão.

Para avaliar dosímetros fotográficos com o objetivo de construir curvas de calibração para o  $H_p(10)$ , não se fez necessário o uso da câmara de ionização de Ankerhold et al. (1999), visto que os dosímetros foram posicionados internamente ao fantoma *slab*, em uma profundidade de 11 mm da superfície frontal do fantoma. Inserindo o filme dosimétrico a essa profundidade, na posição onde se encontra o valor convencionalmente verdadeiro de  $H_p(10)$ , há uma simulação real da interação da radiação ionizante com o fantoma em termos de espalhamento e absorção. Portanto, foi utilizada a câmara de ionização para medição do kerma ar no ar livre e utilizados os coeficientes de conversão ISO-4037-3, para obter o valor de  $H_p(10)$  no ponto de referência. A seguir, o dispositivo dosimétrico desenvolvido neste trabalho foi, então, posicionado neste mesmo ponto, justamente na posição onde se encontra o dosímetro fotográfico.

Os resultados da calibração com o fantoma *slab* para radiações de qualidades ISO, bem como, os resultados da calibração com o dispositivo dosimétrico desenvolvido neste trabalho para as mesmas qualidades de radiação são apresentados e comparados. Utilizando uma metodologia fundamentada na Programação Linear foram determinadas as curvas de calibração, como também, examinada a dependência energética e angular do dispositivo dosimétrico.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Dosimetria das Radiações

A dosimetria das radiações é definida como a medição da dose absorvida ou taxa de dose resultante da interação da radiação ionizante com a matéria. Mais amplamente refere-se à determinação, por medição ou cálculo, dessas grandezas, bem como de qualquer outra grandeza relevante radiobiologicamente assim como: exposição, kerma, fluência, dose equivalente, etc (ATTIX, 1986).

Knoll, em 1989, já definia que quando dois materiais distintos são submetidos ao mesmo feixe de radiação, em geral, absorvem diferentes quantidades de energia. Isso ocorre devido a muitos fenômenos importantes, incluindo mudanças nas propriedades físicas ou reações químicas induzidas. A energia absorvida pelo material proveniente de qualquer tipo de radiação por unidade de massa do absorvedor é definida como dose absorvida, sendo o *gray* ( $1 \text{ Gy} = 1 \text{ joule/quilograma}$ ) a unidade de dose absorvida no Sistema Internacional (SI). A dose absorvida deve ser uma medida dos efeitos químicos ou físicos criados por uma dada exposição à radiação de um material absorvedor. Para materiais absorvedores com grandes diferenças entre seus números atômicos, os mecanismos de interações da radiação ionizante com os dosímetros possuem importâncias relativas diferentes e, então, a dose absorvida mostra maiores diferenças.

É necessário o uso de um detector de radiação para medir a dose absorvida que tenha capacidade de prover uma leitura de medida direta ou indireta da dose depositada em seu volume sensível pela radiação ionizante. Tal dispositivo é chamado de dosímetro. Geralmente ele é constituído de material sensível à radiação ionizante, e de sistema que transforma os efeitos causados pela radiação em um valor relacionado à dose. Se a dose não for homogênea em todo o volume sensível, então a leitura é uma medida da média do valor da dose absorvida (ATTIX, 1986).

Para ser considerado um dosímetro, o dispositivo deve ter algumas características específicas como repetitividade, reprodutibilidade, estabilidade, precisão, acurácia, sensibilidade e eficiência. A sensibilidade de um dosímetro é dada pela relação entre a leitura da grandeza mensurada e o valor da dose. Existem também fatores que determinam qual dosímetro deve-se

utilizar, tais como: o tipo da radiação, o intervalo de tempo de interesse, precisão e resolução, condições de trabalho do dosímetro, energia da radiação detectada e outros.

Um fator importante é que o dosímetro deve apresentar sensibilidade à dose adequada ao longo do intervalo a ser medido, ou seja, limite de detecção adequado. Quando a sensibilidade à dose é constante significa que a resposta será linear, o que é altamente desejável para facilitar a interpretação e a calibração. Entretanto, um único valor da função leitura versus dose absorvida não sendo linear pode ser aceitável, embora seja necessária a realização da calibração para múltiplos valores de dose a fim de proporcionar uma curva de calibração.

A dependência em energia de um dosímetro é a dependência da sua leitura por unidade da grandeza que se deseja medir, como dose absorvida, com a energia do feixe de radiação. É desejável que o dosímetro apresente baixa dependência em energia, porque dependendo do número atômico efetivo do dosímetro e da energia do fóton incidente, dentre os mecanismos de interações da radiação ionizante com a matéria: o efeito fotoelétrico, o espalhamento Compton e a produção de pares, apresentam-se mais ou menos predominantes sobre os demais. Como dosímetros com número atômico maior apresentam o efeito fotoelétrico mais pronunciado para energias abaixo de 100 keV, são mais interessantes para radioproteção as utilizações de dosímetros com números atômicos menores que se aproximem do número atômico do tecido humano.

## **2.2 Grandezas da Radioproteção e Operacionais**

Apesar dos benefícios originados pelo uso das radiações ionizantes, elas apresentam grande risco se não forem manipuladas de forma cautelosa e apropriada. Diversos são os relatos publicados pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA – International Atomic Energy Agency) a respeito do uso/armazenamento impróprio ou exposição acidental à radiação ionizante. Mesmo sendo utilizada para fins diagnósticos ou intervencionistas, a radiação ainda pode trazer danos a saúde de pacientes e trabalhadores.

A Comissão Nacional de Energia Nuclear estabeleceu, por meio da Norma CNEN-NN-3.01 de 2005, atualizada em 2011, as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. Elas estabelecem requisitos básicos de proteção radiológica das pessoas em relação à exposição à radiação ionizante, normatizam a utilização dos equipamentos que compõem a estrutura de

serviços de proteção radiológica e incluem programas de garantia de qualidade aplicável ao sistema de proteção radiológica, visando evitar danos a saúde dos pacientes, trabalhadores e da população em geral, onde os programas de controle de qualidade são fundamentais para avaliar se as medidas de proteção radiológicas adotadas são efetivas.

De um modo geral, há uma preocupação dos pesquisadores em desenvolver métodos de produção, caracterização e medição da radiação ionizante, bem como, definição de grandezas que expressem com realismo a sua interação com o tecido humano, com o objetivo de estabelecer a correlação dos valores de tais grandezas entre si e com os riscos de dano radiológico. Por exemplo, na avaliação da dose, eles têm se dedicado a conceber dispositivos importantes e capazes de determinar grandezas físicas necessárias ao estabelecimento da dose (ANKERHOLD et al., 1999 e 2001; MIKAMI et al., 2006; CARDOSO et al., 2007; SILVA et al., 2011). Porém, a fim de constituir as especialidades, aparências ou atributos destes dispositivos, faz-se necessário a obtenção de características padronizadas, que representem bem as características já encontradas em equipamentos comerciais.

A busca por uma padronização em relação às grandezas usadas para caracterização da radioatividade e dos campos de radiação, quanto à descrição da interação com a matéria e a quantificação dos efeitos, tem sido realizada pela Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU - *International Commission on Radiation Units and Measurements*) e pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP - *International Commission on Radiological Protection*), onde a ICRP é responsável pela definição das grandezas limites para radioproteção e a ICRU define grandezas físicas básicas e grandezas operacionais. Assim, ao longo dos anos, foi definido um conjunto de grandezas e relações entre grandezas de proteção radiológica para fins de monitoração de radiação externa.

Em 1991, a ICRP adicionou novas recomendações básicas que substituíram aquelas recomendadas na publicação nº 26 da ICRP (ICRP, 1977) e das publicações suplementares nº 28 da ICRP (ICRP, 1978), nº 30 da ICRP (ICRP, 1980) e nº 45 da ICRP (ICRP, 1985). Essas recomendações incluem a aplicação de novas grandezas para o uso em proteção radiológica e apresentam uma revisão de conceitos básicos usados na proteção contra a exposição a fontes de radiações ionizantes internas e externas ao corpo humano. As três principais grandezas de proteção recomendadas pela ICRP na publicação nº 60 são:

- Dose Absorvida no Órgão ou Tecido ( $D_T$ )
- Dose Equivalente em um Órgão ou Tecido ( $H_{T,R}$ )
- Dose Efetiva (E)

### 2.2.1 Dose Absorvida no Órgão ou Tecido ( $D_T$ )

A grandeza física básica usada em proteção radiológica é a dose absorvida,  $D_T$ . É definida como sendo a energia total depositada em um órgão ou tecido definido, T, dividida pela massa daquele órgão ou tecido, dada pela expressão:

$$D_T = \varepsilon_T / m_T \quad (1)$$

onde  $\varepsilon_T$  é a energia total depositada pela radiação ionizante em um meio de massa  $m_T$ . A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o gray (Gy).

### 2.2.2 Dose Equivalente em um Órgão ou Tecido ( $H_T$ )

Como os efeitos da radiação podem variar com a qualidade (tipo e energia) da radiação, para uma mesma dose absorvida, foi necessário criar um conceito com o qual fosse possível comparar os efeitos dependendo das qualidades de radiação. Assim, algumas radiações são mais efetivas do que outras em causar efeitos estocásticos. Para considerar isto, foi introduzida a grandeza dose equivalente,  $H_T$ , que é a dose absorvida em um órgão ou tecido, ( $D_T$ ), multiplicada por um fator de peso adimensional da radiação,  $w_R$ , relativo ao tipo e energia da radiação incidente R, ou seja:

$$H_T = D_T \times w_R \quad (2)$$

A dose equivalente é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades. Para evitar confusão com a dose absorvida, a unidade para a dose equivalente recebe o nome especial de sievert (Sv).

Os fatores de peso da radiação  $w_R$  foram estipulados pela ICRP 60 com base nos valores da Eficácia Biológica Relativa (RBE) da radiação na indução de efeitos estocásticos a baixas doses. Os valores de  $w_R$ , apresentados na Tabela 1, são relacionados à radiação externa incidente sobre o corpo ou à radiação emitida por radionuclídeos depositados internamente no corpo.

**Tabela 1 - Fatores de peso da radiação ( $w_R$ )**

Tipo e intervalo de energia	$w_R$
Fótons, todas as energias	1
Elétrons e muons, todas as energias.	1
Nêutrons, energia < 10 keV	5
> 10 keV a 100 keV	10
> 100 keV a 2 MeV	20
> 2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Prótons, (não de recuo) energia > 2 MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados	20

Fonte: ICRP, 1991

Para espectros de nêutrons, os fatores de peso da radiação ( $w_R$ ) podem ser obtidos pela expressão (Anexo A da publicação nº 60 da ICRP (ICRP, 1991)):

$$w_R = 5 + 17 \exp \left[ \frac{-(\ln(2E_n))^2}{6} \right] \quad (3)$$

onde  $E_n$ , é a energia do nêutron em keV.

### 2.2.3 Dose Efetiva (E)

A dose efetiva, E, é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, expressa por:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (4)$$

onde  $w_T$  é o fator de peso do tecido T e  $H_T$  é a dose equivalente a ele atribuída. No Sistema Internacional de Unidades, a dose efetiva é expressa em J/kg, mas recebe o nome especial de sievert (Sv). Os valores de  $w_T$  para os órgãos ou tecidos considerados para o cálculo da dose efetiva, estipulados pela publicação nº 60 da ICRP (ICRP, 1991), são apresentados na Tabela 2.

**Tabela 2 - Fatores de peso para os órgãos ou tecidos T ( $w_T$ )**

Órgão ou tecido	$w_T$
Gônadas	0,20
Medula óssea (vermelha)	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mama	0,05
Fígado	0,05
Esôfago	0,05
Tireóide	0,05
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Restantes *	0,05

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

As grandezas de proteção não são diretamente mensuráveis, mas podem, por meio de cálculos, ser relacionadas com o campo de radiação, no qual ocorre à exposição. Para estabelecer uma ligação entre as grandezas de proteção e o campo de radiação, a ICRU definiu grandezas operacionais para medida da exposição externa. Essas grandezas foram primeiro definidas na publicação nº 39 da ICRU (ICRU, 1985), com mudanças subseqüentes para a definição final na publicação nº 51 da ICRU (ICRU, 1993). As grandezas operacionais foram definidas para atender uma necessidade da publicação nº 26 da ICRP (ICRP, 1977) para medir o equivalente de dose efetivo,  $H_E$ .

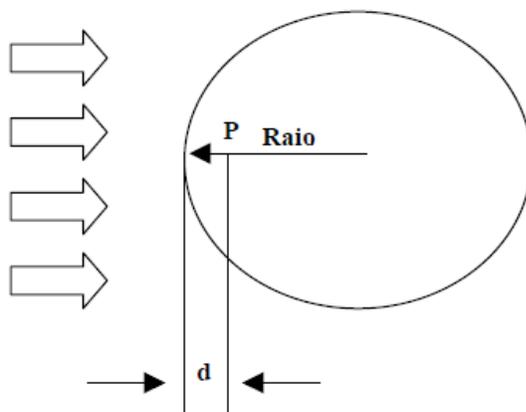
As grandezas operacionais definidas pela ICRU para medidas físicas são:

- Equivalente de Dose Ambiental,  $H^*(d)$
- Equivalente de Dose Direcional,  $H'(d, \Omega)$
- Equivalente de Dose Pessoal,  $H_p(d)$

### 2.2.4 Equivalente de Dose Ambiental, $H^*(d)$

O equivalente de dose ambiental,  $H^*(d)$ , em um ponto de um campo de radiação, é o valor do equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido e alinhado na esfera ICRU a uma profundidade  $d$ , no raio que se opõe ao campo alinhado (ICRU, 1985). A sua unidade é o  $J.kg^{-1}$ , denominada de sievert (Sv). A Figura 1 ilustra o procedimento de obtenção de  $H^*(d)$ .

**Figura 1 – Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera, no qual  $H^*(d)$  é determinado num campo de radiação expandido e alinhado.**

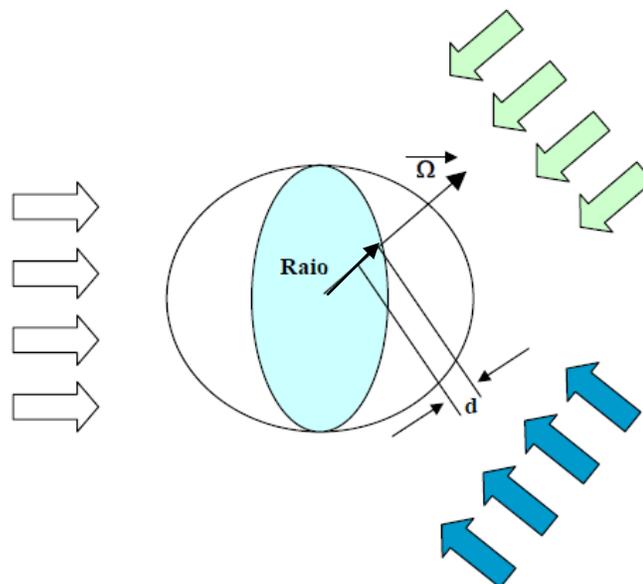


### 2.2.5 Equivalente de Dose Direcional, $H'(d,\Omega)$

O equivalente de dose direcional,  $H'(d,\Omega)$ , em um ponto de um campo de radiação é o valor do equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido na esfera ICRU na profundidade  $d$  sobre um raio na direção específica  $\Omega$ . A unidade de  $H'(d,\Omega)$  é o sievert. Na Figura 2 tem-se uma representação gráfica da obtenção de  $H'(d,\Omega)$ .

A profundidade  $d$  deve ser especificada, para os diversos tipos de radiação. Para radiações fracamente penetrantes recomenda-se  $d = 0,07$  mm para a pele e  $d = 3$  mm para o cristalino. A notação utilizada para a dose direcional tem a forma  $H'(0,07,\Omega)$  e  $H'(3,\Omega)$ , respectivamente. Para radiações fortemente penetrantes, a profundidade recomendada é de 10 mm, e a dose direcional tem a notação  $H'(10,\Omega)$ .

**Figura 2 – Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera, no qual o  $H'(d,\Omega)$  é obtido no campo de radiação expandido, com a direção  $\Omega$  de interesse.**

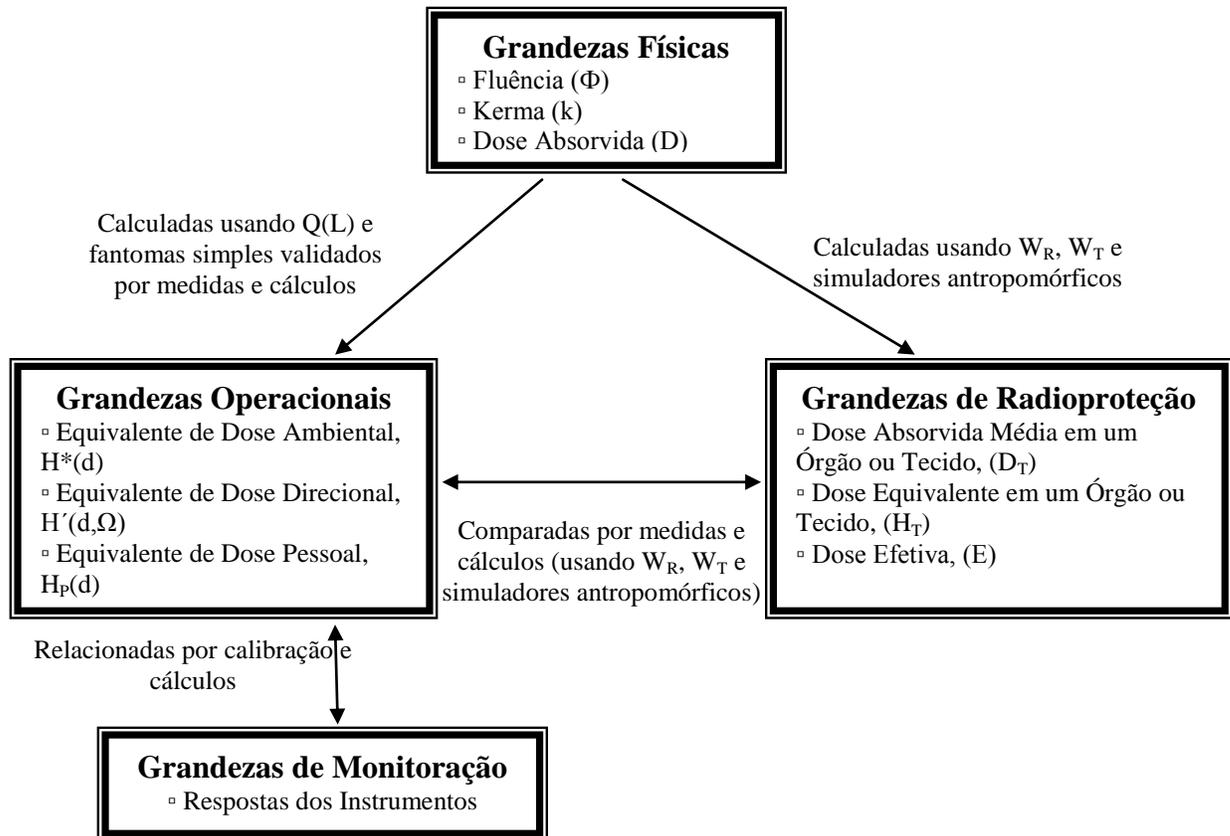


### 2.2.6 Equivalente de Dose Pessoal, $H_P(d)$

O equivalente de dose pessoal,  $H_P(d)$ , é o equivalente de dose em tecido mole, a uma profundidade “d” do corpo. A unidade de  $H_P(d)$  também é o *sievert*. O  $H_P(d)$  para radiações fracamente penetrantes é  $H_P(0,07)$  para a pele e  $H_P(3)$  para o cristalino; para radiações fortemente penetrantes é  $H_P(10)$ . O  $H_P(d)$  pode ser medido por meio de um detector em contato à superfície do corpo e envolvido numa espessura apropriada de material de tecido equivalente.

As grandezas operacionais e de proteção (ou limites) podem ser relacionadas, por exemplo, para associar os parâmetros sobre o campo de radiação e o cálculo da dose absorvida no corpo humano. A Figura 3 mostra a relação entre as grandezas operacionais e de proteção radiológica, de acordo com a publicação nº 60 da ICRP (ICRP, 1990).

**Figura 3 – Fluxograma da relação entre grandezas físicas, operacionais e de radioproteção, onde  $Q(L)$  é o fator de qualidade da radiação, em função da transferência linear de energia (ICRP, 1977).**



### 2.3 Objetos simuladores

Os objetos simuladores são estruturas construídas para estudar o comportamento da interação das radiações ionizantes com tecidos biológicos, sendo possível, graças às suas características e propriedades, reproduzir efeitos que se deseja estudar. Como também, devido a dificuldade de se realizarem medições dosimétricas de forma direta no interior do corpo humano, “in vivo”, uma vez que as maiorias dos cálculos determinísticos se restringem a tecidos e órgãos superficiais. As geometrias e composições destes objetos simuladores vão desde simples caixas, contendo água, a até as mais elaboradas peças que reproduzem o corpo humano. Arranjos experimentais compostos de simulador de corpo humano, ou de partes dele, denominam-se de fantomas, neologismo da palavra inglesa phantoms.

Alguns fantomas são constituídos de material tecido biológico equivalente, que é usado para simular um tecido do corpo com as características físicas desse, representando a interação da radiação de maneira mais próxima possível da interação no tecido real. Assim, para que o material possa ser usado como substituto do tecido, os parâmetros físicos, como a densidade, o poder de freamento e a espessura do meio, além da absorção e do espalhamento da radiação, devem ser semelhantes àqueles obtidos com espessura semelhante à do tecido humano (ICRU, 1989).

Além das características físicas, é preciso que o material tenha também a composição química e número atômico  $Z$  semelhantes a dos tecidos que se deseja simular. Os parâmetros anatômicos também devem ser levados em consideração e, para isso, é necessário adotar atlas de anatomia para obter um objeto simulador que se assemelhe ao máximo à constituição humana. Desta forma, os fantomas nada mais são que uma representação de estruturas anatômicas importantes do corpo, respeitando todas as suas características físicas, químicas e anatômicas. São construídos para serem estáveis, suportando longas rotinas de teste sem alterar suas características.

A história de desenvolvimento dos fantomas é dividida em duas etapas: pré e pós a década de 1940. A Tabela 3 apresenta, de forma sucinta, alguns eventos e descobertas que marcaram essa história no mundo.

**Tabela 3 - Desenvolvimento histórico dos fantomas.**

<b>Pré - 1940</b>	<b>Fase de estudos dosimétricos prévios da água e alguns tipos de cera.</b>
1906	Kienbock tem seu trabalho considerado como o primeiro estudo em tecidos substitutos, onde afirma que uma folha de alumínio de 1 mm de espessura equivale, em absorção, a 1 cm de músculo ou água.
1922	Baumeister assegura que a cera tem as mesmas propriedades de espalhamento e absorção do tecido mole.
1924	Westman usa pela primeira vez um fantoma feito de uma mistura de cera e plástico como simulador da região pélvica.
<b>Pós - 1940</b>	<b>Fase marcada pela construção de fantomas compostos por materiais com características próximas dos tecidos biológicos.</b>
1943	Estudos demonstram que a cera não era adequada na interação com fótons de baixa energia, a partir daí utilizam-se diversos materiais, como polietileno, nylon, dióxido de silicone, entre outros.
1944	Estudos mostraram que o material ideal para simuladores de pulmão eram espumas e o poliuretano – fantoma “Rando eoxy resins”
1961-1962	Os simuladores de TEMEX e RANDO (constituídos por um tipo de borracha e outros compostos) são montados na forma de placas em um esqueleto humano.
Dias atuais	Famílias de fantomas e fantomas para todas as partes do corpo, com orifícios para colocação de diversos tipos de dosímetros.

Fonte: WHITE, 1978 e ICRU, 1989.

No final da fase denominada pré-1940 foi introduzida, com a evolução da química analítica, a adição de outros componentes na cera para melhorar as propriedades de atenuação do feixe. E no pós-1940 muitas misturas de sólidos e líquidos foram usadas na fabricação de tecidos simuladores (ICRU Report 48, 1992c).

### **2.3.1 Os fantomas para a dosimetria**

Um dado importante a observar em todo o histórico dos objetos simuladores foi que em 1990, Tillard relatou experimentos com corpo humano a fim de documentar qual a exposição à radiação ionizante durante um voo espacial de longo prazo, onde a NASA – National Aeronautics and Space Administration, usou um cadáver humano, para determinar a dose depositada em órgãos internos. E como havia necessidade de se reproduzir exatamente os vários tecidos e as suas posições geométricas num corpo humano, tal modelo verificou como a radiação ionizante interagiu com órgãos e tecidos à medida que incidiu no corpo, devido às doses nas partes externas de um organismo serem diferentes das registradas dentro do corpo. Para a medicina há maior interesse pelos danos da radiação aos órgãos internos e tecidos mais sensíveis.

Em 1994, Dietze e Menzel se referiam à grandeza operacional equivalente de dose pessoal,  $H_p(d)$ , não ser aceita em aplicações práticas, devido à mesma ser definida no corpo humano, haja vista os procedimentos de calibração de dosímetros individuais não poderem ser realizados diretamente em um corpo humano real. Entretanto, desde 1980, a ICRU 33 já havia proposto a esfera ICRU, Figura 4, como simulador de tronco. Em 1985, a ICRU 39 recomendava seu uso como fantoma aceitável para calibrar dosímetros, e posteriormente, a ICRU 47 (1992b) indicava o fantoma *slab*, como mais adequado, para calibrar dosímetros individuais em termos de  $H_p(d)$ .

**Figura 4 – Esfera ICRU**



**Fonte: ICRU, 1980.**

O fantoma *slab* é composto por acrílico, PMMA (Poli MetAcrilato de Metila), por ser a densidade do PMMA bem similar à densidade do tecido ICRU, e seu retroespalhamento também análogo ao da esfera ICRU, tanto para fótons como para nêutrons (GROSSWENDT , 1991, BÖHM e SUAREZ, 2001).

Por outro lado, como se recomenda que os dosímetros pessoais sejam irradiados em fantomas padronizados, portanto três fantomas, universalmente conhecidos, são indicados para uso nas calibrações e testes com radiação de fótons, beta e nêutrons pela IAEA (ALBERTS et al., 1994; ISO 4037-1, 1995), são eles:

1) O fantoma *slab*, preenchido com água, é um paralelepípedo de 300 mm × 300 mm × 150 mm de profundidade, e representa o tórax humano, sendo usado para calibração de dosímetros de corpo inteiro. O lado frontal do fantoma consiste de uma placa com 2,5 mm de espessura de PMMA, com uma densidade de 1,19 g/cm<sup>3</sup> e uma composição de 8,05% de hidrogênio, 59,99% de carbono e 31,96% de oxigênio. Os outros lados do fantoma são constituídos por placas de 10 mm de espessura de PMMA.

2) O fantoma coluna de água, denominado *Rod*, é um cilindro com um diâmetro de 73 mm e 300 mm de comprimento, e representa um braço ou tornozelo, sendo usado para calibração de dosímetros de pulso ou tornozelo. Suas paredes consistem de PMMA, sendo as paredes circulares com espessura de 2,5 mm e as paredes de extremidade, com espessura de 10 mm.

3) O fantoma haste, denominado *Pilar*, é um cilindro circular com um diâmetro de 19 mm e 300 mm de comprimento, de PMMA e sendo usado para calibração de dosímetros de dedo.

Os três tipos de fantoma são apenas representações grosseiras das respectivas partes do corpo; entretanto, servem à finalidade porque de acordo com a definição de  $H_p(d)$ , um dosímetro pessoal deve ser construído de tal maneira que seja sensível à radiação retroespalhada do corpo. Desta forma, as três formas diferentes de fantoma suprem as necessidades das calibrações e testes dos: Dosímetros de corpo inteiro usados no tronco para estimar a dose efetiva; Dosímetros de pulso ou tornozelo; Dosímetros de dedo para estimar as doses parciais do corpo.

Os fantasmas usados para a calibração de dosímetros pessoais em  $H_p(d)$  recomenda-se serem compostos de tecido ICRU. Os padrões internacionais referenciam, unicamente, tais fantasmas de modo a possibilitar a comparação entre calibrações realizadas em diversos laboratórios. Quando estes fantasmas são usados, nenhum fator de correção deve ser aplicado para as diferenças em retroespalhamento relativo ao tecido ICRU. Um desenho esquemático dos fantasmas e dos exemplos de dosímetros pessoais é mostrado na Figura 5 (IAEA, 2000).

**Figura 5 - Fantasmas *Slab*, *Rod* e *Pilar* (da esquerda para direita)**



Fonte: IAEA, 2000.

### 2.3.2 Outros tipos de fantasmas

Em geral, os fantasmas físicos possuem uma geometria bem simples. Todavia, há fantasmas antropomórficos que têm forma e composição semelhantes ao corpo humano, como o de Alderson-Rando (ALDERSON et al., 1962). Esses são muito mais complexos, pois devem reproduzir características humanas. Há também os fantasmas computacionais que se subdividem em matemáticos, de voxels e híbridos. Os matemáticos são descritos através de equações matemáticas responsáveis por definir suas características. Os de voxels são produzidos a partir de cortes tomográficos, sejam através de imageamento por Tomografia Computadorizada ou por Ressonância Magnética Nuclear. E são modelos construídos através de um paciente/voluntário, com análise tomográfica de corpo inteiro, produzindo formas bem realistas, principalmente de aspectos como densidade, coeficiente de atenuação e etc. E os híbridos possuem características de ambos, como o realismo anatômico dos de voxels e a flexibilidade dos matemáticos.

Os fantasmas computacionais foram se tornando mais populares nos últimos anos, visto que existia unicamente o fantoma MIRD-5, um tipo de fantoma matemático introduzido por Fisher e Snyder em 1967. A partir daí, diversas derivações foram desenvolvidas, como exemplo, o ADAM e a EVA por Kramer et al. em 1982. Porém, o primeiro fantoma de voxel foi introduzido por Gibbs et al. em 1984 e, posteriormente, por Williams et al. em 1986. Em seqüência, famílias inteiras de fantasmas de voxel foram sendo produzidas, até que em 2004, Vieira desenvolveu o MAX, tendo como base o VOXTISS8 de Zubal de 2001, sendo um modelo adulto, do sexo masculino com peso e altura média, respeitando os valores de referência anatômica publicados pela ICRP 89 de 2003. Em 2007, Lee et al. publicaram artigo sobre o desenvolvimento de um fantoma “híbrido” de corpo inteiro para um recém nascido. E em 2010, Cassola et al. desenvolveram dois fantasmas de voxel de adultos masculino e feminino, o MASH e o FASH, respectivamente. Consequentemente é constatado na literatura que diversos aperfeiçoamentos foram e ainda estão sendo realizados nos fantasmas computacionais.

Quando comparados a pessoas, os fantasmas mais habitualmente utilizados, os físicos, são bastante grosseiros, visto que imitam mais a absorção das estruturas anatômicas do que suas formas e representam apenas uma determinada estrutura física de importância, tais como: tireoide, pulmão, coração, cabeça e tronco, entre outros. Ainda na literatura verificam-se diversos outros tipos de fantasmas físicos desenvolvidos ao longo dos tempos, como: Em 1979, Griffith et

al. e, posteriormente, em 1984 com o fantoma LLNL Torso contendo pulmão, fígado e coração; Em 1991, Kramer et al. com um fantoma de corpo inteiro para homem, mulher e criança, chamado simulador BRMB BOMAB phantom family; Em 1992, a ICRU com o fantoma padrão proposto pela IAEA de 1962, denominado fantoma IRD Tireóide (ICRU, 1992a).

Portanto, a evolução e o desenvolvimento de novos fantasmas têm demonstrado um contínuo avanço na busca do aperfeiçoamento de dispositivos que simulam condições necessárias à pesquisa, com o objetivo de aprimorar os estudos científicos para a proteção radiológica dos indivíduos, bem com, a terapia e o diagnóstico na luta contra o câncer, uma das doenças mais devastadoras na sociedade moderna. Por conseguinte, estes registros foram motivadores para o desenvolvimento e a caracterização do dispositivo dosimétrico proposto neste trabalho.

## **2.4 Dosímetros e dosimetria fotográfica.**

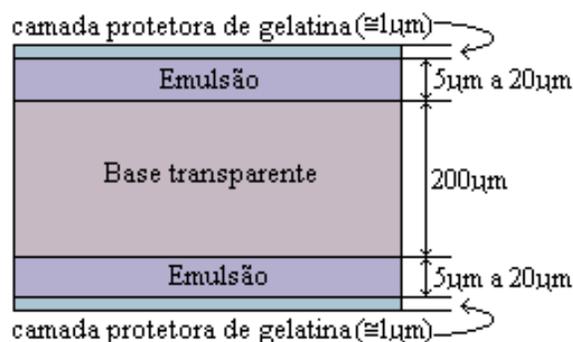
As emulsões fotográficas foram os primeiros detectores utilizados para radiações ionizantes, pois foi através de chapas fotográficas guardadas por acaso junto com material radioativo que Henri Becquerel descobriu, em 1896, a radioatividade natural. A seguir, desenvolveu-se um dosímetro individual a ser empregado na detecção das radiações ionizantes, mais precisamente o filme fotográfico dental, servindo também para radiografia. Conservando o seu formato básico, as emulsões foram sendo adaptadas para responder às necessidades da dosimetria fotográfica (BECKER, 1973; DUDLEY, 1966).

A dosimetria fotográfica é uma técnica utilizada para avaliar a dose recebida pelos indivíduos, utilizando como sensor ou medidor, o filme fotográfico dentro de um porta filme. Esse tipo de procedimento apresenta como vantagens: O baixo custo do dosímetro; A facilidade de armazenamento dos filmes, podendo ser reavaliado a qualquer instante após revelação; O fato do dosímetro fotográfico sempre estar pronto para medir, não requerendo alimentação elétrica e transportando-se com comodidade, além de o filme revelado constituir um elemento durável; A possibilidade de inclusão de medidores alternativos, no porta filme, e.g., TLD. Apresenta como principal desvantagem a alta dependência energética, especialmente para energias abaixo de 140 keV, razão pela qual se empregam filtros metálicos de diferentes espessuras e materiais, e combinações de emulsões fotográficas de sensibilidades distintas.

O filme fotográfico é composto de uma base ou suporte transparente e flexível de nitrato de celulose (com espessura da ordem de 200  $\mu\text{m}$ ), recoberto por uma emulsão sensível.

As emulsões fotográficas, empregadas na dosimetria de Raios-X e gama, consistem de 50% de brometo de prata (com um pequeno percentual de iodeto de prata) e de aproximadamente 50% de gelatina. São aplicadas em ambos os lados da base ou do suporte, em camadas de 5  $\mu\text{m}$  a 20  $\mu\text{m}$  de espessura cada. A Figura 6 mostra a estrutura de um filme (ANTONIO FILHO, 1982).

**Figura 6 - A estrutura de um filme**



**Fonte: (ANTONIO FILHO, 1982)**

Segundo Knoll, 1989, a dosimetria fotográfica baseia-se na propriedade de que as radiações ionizantes interagem sobre as moléculas de brometo de prata de uma solução sensível, de modo que, após o processo de revelação e fixação da película, observa-se o enegrecimento da mesma.

O dosímetro fotográfico, consistindo do porta filme e do filme dosimétrico propriamente dito, é capaz de estimar com razoável exatidão a dose absorvida na superfície do corpo para exposições externas de raios X e gama, num grande intervalo de doses.

Por efeito da radiação, seus componentes radiosensíveis, os cristais de haleto de prata, experimentam modificações quando expostos à radiação. Com uma calibração adequada, a densidade óptica do filme, uma vez revelado, pode servir de índice de exposição às radiações ionizantes.

Esta técnica permite avaliar doses obtidas sob ótimas condições de avaliação, com precisão de  $\pm 20\%$  a até  $\pm 50\%$  do valor real (BECKER, 1966). De um modo geral, a prática a monitoração individual vem sendo realizada de modo a se alcançar uma precisão de

aproximadamente 10% para um nível de confiança de 95% das medidas realizadas em campos de radiação que são simulados em laboratórios com boas condições de avaliação (ICRP, 1997).

### 2.4.1 Curva característica

A curva característica, também conhecida como curva sensitométrica ou curva de Hurter e Driffield (curva H-D) oferece uma indicação de como a película fotográfica responde quando é submetida a um campo de radiação externa X e/ou gama, representando o procedimento para avaliar como os materiais sensíveis após processamento químico.

A sensitometria estuda a ação fotoquímica da luz sobre as emulsões sensíveis, fornecendo um meio para medir essa ação e determinando a relação que existe entre a quantidade de luz recebida por uma película sensível e a quantidade de sal de prata que se reduzirá por enegrecimento direto ou por um revelador posterior, permitindo resolver diversos problemas de ordem prática e fazendo mensurável a ação da luz (LOBEL e DUBOIS, 1967).

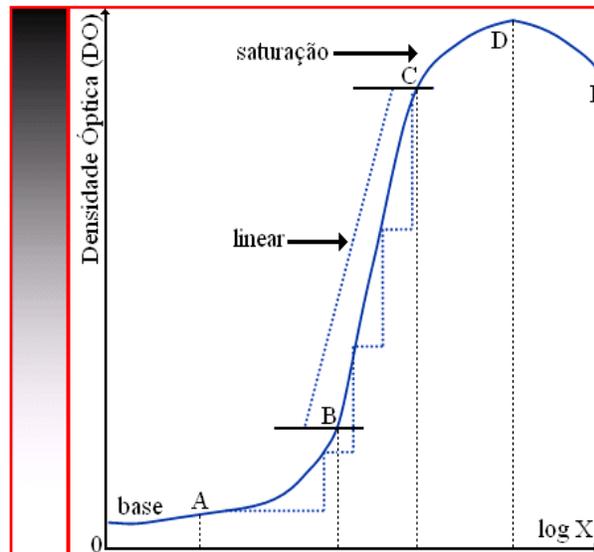
O dado que interessa conhecer da película para o traçado da curva característica é a densidade óptica, ou seja, a quantidade de prata metálica formada relativa à quantidade de radiação ionizante absorvida. A densidade óptica é a medida do grau de escurecimento da película após sua revelação. O valor da densidade óptica em função do logaritmo da exposição resulta numa curva de fácil interpretação. Matematicamente, expressa-se a densidade óptica (DO) como sendo igual ao logaritmo da razão entre a intensidade de luz visível que incide no filme e a intensidade que é transmitida, expressa por:

$$DO = \log \frac{I_0}{I} \quad (5)$$

onde  $I_0$  = intensidade de luz incidente e  $I$  = intensidade de luz transmitida.

A forma mais apropriada de estabelecer a resposta do filme é por meio da curva característica indicada na Figura 7, que expressa a densidade óptica (DO) em função do logaritmo da exposição (X) (BECKER, 1973).

**Figura 7- Curva característica de um filme dosimétrico - Densidade Óptica (DO) em função do logaritmo da exposição (Log X)**



**Fonte: (BECKER, 1973)**

A curva da densidade óptica em função do logaritmo da exposição  $X$  é subdividida em cinco regiões:

1. A região  $0A$  representa a densidade óptica de base, ou seja, para valores muito baixos da exposição inferiores ao ponto  $A$ , na Figura 7, a densidade é praticamente invariável e, neste limite, a emulsão comporta-se como se não reagisse à luz. A margem não exposta de um filme processado tem essa densidade, também denominada densidade base mais velamento, que é a densidade natural da emulsão; este valor mínimo representa a densidade inerente ao suporte da emulsão e à prata depositada pelo véu natural que se forma na revelação. Mesmo que não tenha sido submetida à ação da luz, uma emulsão revelada apresentará sempre esta densidade mínima. A densidade óptica não aumenta com o logaritmo da exposição nesta região sendo assim chamada de região de inércia.

2. A partir do ponto  $A$  (conhecido por limiar de sensibilidade) até o ponto  $B$ , a emulsão começa a responder à luz, mas a densidade não varia proporcionalmente ao logaritmo da exposição. Esta parte do diagrama é designada por região de subexposição.

3. A região  $BC$ , região média da curva característica de um filme, chamada de região linear, é constituída essencialmente por uma linha reta onde a densidade óptica é proporcional ao logaritmo da exposição.

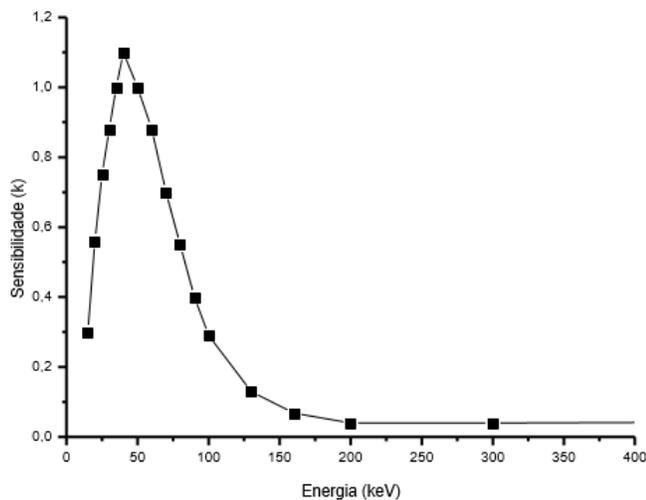
4. Na região CD, a densidade óptica não aumenta proporcionalmente com o aumento da exposição, a emulsão mostra menor sensibilidade e perda de capacidade de resposta a aumentos de exposição, sendo denominada de região de saturação.

5. E finalmente, a região DE, onde a densidade óptica diminui com o aumento da exposição, apesar dos valores de exposição se tornarem ainda maiores; esta região é chamada de solarização (BECKER, 1966).

A dosimetria fotográfica opera na região onde existe uma relação linear entre o escurecimento (densidade óptica) do filme dosimétrico e o logaritmo da exposição X (DUDLEY, 1954).

Devido à presença do brometo de prata na composição da emulsão fotográfica, o número atômico efetivo, que é o número atômico de um elemento hipotético que atenua fótons na mesma proporção do material, torna-se elevado ( $\bar{Z} = 43,5$ ). Para baixas energias da radiação incidente ( $E \leq 100$  keV), a absorção por efeito fotoelétrico é predominante e apresenta uma dependência direta com  $\bar{Z}$ . Os elétrons secundários liberados no ponto de interação desenvolvem um processo rápido de transferência de energia. Como a seção de choque para o efeito fotoelétrico varia rapidamente com a energia, isto ocasiona uma forte dependência energética do dosímetro fotográfico, conforme Figura 8 (fornecida pelo Laboratório de Proteção Radiológica – LPR do Departamento de Energia Nuclear – DEN da Universidade Federal de Pernambuco - UFPE).

**Figura 8 – Sensibilidade do filme dosimétrico em função da energia**



**Fonte: LPR/DEN-UFPE**

Devido à dependência energética, a utilização do filme em monitoração pessoal deve ser feita com o auxílio de filtros metálicos, para se obter uma estimativa de energia efetiva da radiação incidente. Os filtros metálicos mais utilizados são de cobre e chumbo. A interposição de filtros permite correções da dependência energética e as radiações de baixas energias são mais intensamente atenuadas por estes filtros do que as de médias e altas energias.

A conversão do valor de uma determinada densidade óptica (DO) de um filme em dose equivalente necessita de curvas de calibração provenientes das irradiações de filmes com diferentes doses e energias, em feixes de radiação padronizados. Deste modo, com as relações entre os valores das densidades ópticas sob os diferentes filtros metálicos ou regiões sem filtros do filme, é possível calcular o valor da energia efetiva e da dose absorvida. Esses valores podem sofrer pequenas modificações devido a fatores de correção de emulsão e de revelação.

## **2.5 Calibração de dosímetros individuais.**

A calibração consiste num conjunto de operações destinadas a fazer com que as indicações de um instrumento correspondam a valores pré-estabelecidos das grandezas a medir (CNEN-NE-3.02, 1988).

Segundo Becker (1966), os dosímetros fotográficos, por não serem medidores absolutos, devem ser calibrados de modo a permitir o estabelecimento de relações entre as leituras das densidades ópticas e a grandeza dosimétrica de interesse.

O procedimento usual para calibração de dosímetros individuais é determinar o kerma ar para fótons, a dose absorvida no tecido para elétrons ou a fluência para nêutrons, no ponto de teste do campo de radiação; a seguir, a superfície frontal do fantoma (junto com os dosímetros) deve ser posicionada neste ponto de teste no campo de radiação. O equivalente de dose pessoal  $H_p(d)$ , para o campo de radiação incidente na face frontal do fantoma, é então calculado multiplicando-se a medida do kerma ar pelo coeficiente de conversão  $H_p(d)/K_a$  (ISO, 1997) recomendado por laboratórios de padrão primários (BARTLETT, 2006). O ponto de teste acima mencionado é definido como sendo o ponto no campo de radiação no qual o valor real da grandeza  $H_p(d)$  será avaliado (IEC/FDIS 61066, 2006).

Ainda como procedimento de calibração, o fantoma e os dosímetros já posicionados no ponto de teste, devem agora ser irradiados com feixes de radiação de energias conhecidas,

submetendo-os a diferentes valores de doses para cada energia. Deste modo, para a área de leitura  $j$  sob um dado filtro e para cada sensibilidade do filme, poder-se-á construir uma família de curvas de resposta, cada uma delas relacionando a densidade óptica à dose  $H_p(10)$ , para uma dada energia de calibração.

Daniels e Schubauer-Berigan (2005) mostraram que as diferenças nos procedimentos de calibração resultam em incertezas nas avaliações das doses, e.g., as calibrações de dosímetros ao ar livre não incluem a contribuição do retroespalhamento da radiação que resultariam de dosímetros usados em contato com corpo humano, sendo essencial o uso de um fantoma.

Alguns pesquisadores, Mikami et al. (2006) e posteriormente, Cardoso et al. (2007), desenvolveram um protótipo, chamado câmara  $H_p(10)$ , que consiste de uma câmara de ionização dentro do próprio fantoma *slab*, para avaliar diretamente o  $H_p(10)$ , isto é, a grandeza  $H_p(10)$  avaliada no campo de radiação incluindo a contribuição do retroespalhamento da radiação pelo fantoma *slab*. Entretanto, seus resultados ainda apresentam dependência da energia e de ângulos de incidência da radiação, além de baixa intensidade de corrente elétrica fornecida pela câmara de ionização. Observa-se que com a otimização do desempenho da câmara de ionização será possível obter melhores resultados na avaliação da dose  $H_p(10)$ , além da indicação de que o protótipo deva ser calibrado em laboratórios de padrão primário onde os coeficientes de conversão  $H_p(d)/K_a$  (ISO, 1997) foram determinados para todo o espectro de qualidades de radiação.

## 2.6 A Programação Linear

Este item apresenta uma breve introdução sobre a Programação Linear (PL), que é uma técnica matemática de otimização largamente utilizada na resolução de problemas reais em diversas áreas do conhecimento, que tenham seus modelos representados por expressões lineares. A PL tem ganhado destaque na área de saúde por ser utilizada em técnicas modernas de planejamento de tratamentos com radiações ionizantes, bem como na dosimetria.

### 2.6.1 Histórico

A PL teve sua criação em 1940, com o desenvolvimento do algoritmo Simplex de George Dantzig. De um ponto de vista teórico, a PL produziu avanços no estudo da geometria convexa, da matemática combinatória, e da teoria de complexidade (DANTZIG, 1951). O algoritmo Simplex de Dantzig para a PL é citado como um dos “10 algoritmos com a maior influência no desenvolvimento e na prática da ciência de projetar no século 20” (DONGARRA, 2000). A PL ainda possui inúmeras aplicações, tanto na engenharia, como na ciência da computação, economia, matemática e física.

Em 1979, Khachiyan propôs o primeiro algoritmo de tempo polinomial para programação linear. Este algoritmo, conhecido por elipsoide, não teve sucesso prático em virtude do tamanho das matrizes geradas, pela necessidade de precisão numérica acentuada e em decorrência de instabilidade numérica. Em 1984, Karmakar desenvolveu um algoritmo de ponto interior com tempo polinomial e potencial para resolver instâncias práticas.

Apesar do tempo polinomial dos algoritmos de ponto interior, o algoritmo Simplex é muito mais empregado, em parte porque ele é mais eficiente em uma gama considerável de problemas, é de fácil implementação e também em função de suas aplicações em outros tipos de programação matemática.

Puccini, em 1985, utilizou a PL para resolver problemas que se referiam à distribuição eficiente de recursos limitados entre atividades competitivas, com a finalidade de atender a um determinado objetivo com a maximização e minimização de uma função linear, denominada de função objetiva, sendo necessário informar quais atividades consomem cada recurso e em que proporção é feito esse consumo. Essas informações são fornecidas por equações ou inequações lineares para cada recurso e ao conjunto dessas equações ou inequações lineares dá-se o nome de restrições do modelo. Uma vez obtido o modelo linear, constituído pela função objetiva linear e pelas restrições lineares, compete à PL, achar a sua solução ótima.

## 2.6.2 A PL na resolução de problemas

A PL estuda a modelagem e técnicas de resolução de problemas que consistem em determinar o vetor que satisfaça as restrições impostas e otimize a função objetivo. Havendo solução possível e não ilimitada, a solução ótima é a factível que otimiza a função objetivo. Provavelmente a PL é a técnica de otimização mais conhecida e utilizada em todo o mundo.

A modelagem matemática de um problema de otimização parte do conhecimento de um problema real, onde o objetivo é maximizar ou minimizar uma quantidade, que depende de uma variável de decisão. O sistema todo está sujeito a um conjunto de restrições que limitam a região de busca da solução do problema. Modelado o problema, ou seja, colocado o problema em forma de equações matemáticas, o próximo passo é identificar qual método de otimização deverá ser usado para resolução deste. Se as variáveis de decisão forem reais e contínuas e as equações envolvidas na modelagem forem todas lineares, ou seja, se for um Problema de Programação Linear (PPL) existem dois eficientes métodos de resolução deste: o Método Simplex e o Método de Pontos Interiores.

O problema geral de otimização consiste em minimizar ou maximizar uma função  $f$  (chamada de função objetivo) em um domínio dado por  $\{x \in R^n / g(x) \leq 0\}$  (chamado de conjunto de restrições, que poderia também ser  $g(x) = 0$  ou  $g(x) \geq 0$ ). Na programação matemática este problema é expresso na forma:

$$\begin{aligned} & \text{Maximize } f(x) \\ & \text{Sujeito a:} \\ & g(x) \leq 0 \\ & x \in R^n \end{aligned} \tag{6}$$

Em que: a função objetivo  $f: R^n \rightarrow R$ ; as restrições  $g: R^n \rightarrow R^p$  limitam o espaço de soluções do problema, chamadas de soluções factíveis ou viáveis e  $x$  é o vetor com as variáveis de decisão.

O PPL é um problema da forma (5), onde a função objetivo  $f(x)$  é linear (da forma:  $f(x) = c^1x$ , podendo ser maximizada ou minimizada) e as equações  $g(x)$  são lineares (da forma:  $Ax - b$  e essas restrições podem ser:  $= 0, \geq 0, \leq 0$ ).

Resumindo, o PPL, na forma padrão, é definido como:

$$\begin{aligned} & \text{Maximize } c^1x \\ & \text{Sujeito a:} \\ & Ax = b \\ & x \geq 0 \end{aligned} \tag{7}$$

Em que  $A, c, b$  e  $x$  têm dimensões apropriadas.

A PL é a área da matemática que estuda a modelagem e técnicas de resolução de PPL da forma definida em (7). A resolução desta forma consiste em determinar o vetor  $x$  que satisfaça as restrições impostas e aperfeiçoe a função objetivo.

### 2.6.3 O Simplex para dosimetria

O Método de resolução de PL utilizado para a dosimetria é o Simplex, devido à sua eficiência, facilidade de implementação computacional e ao seu bom desempenho na resolução de PL. A solução para um problema de PL deve estar localizada nos pontos extremos do conjunto de soluções possíveis, o que permite otimizar o problema dentro de um número finito de iterações.

O Simplex é um procedimento iterativo, algebricamente exato, onde uma função objetiva é minimizada ou maximizada num número finito de passos, usando variáveis não negativas e fornecendo uma solução única.

Para o Simplex obter a solução de uma PL é necessário que um conjunto de regras sejam seguidas, passo a passo, a fim de chegar ao resultado desejado, ou seja, é necessário a existência de uma solução básica viável inicial, que é um dos pontos extremos do conjunto factível. Então o método verifica se a presente solução é ótima, em caso afirmativo o problema está resolvido, caso contrário, outra solução viável é obtida através da redução Gauss-Jordan sob o sistema  $Ax = b$ . Ou seja, há uma mudança de vértice de forma a diminuir o valor da função objetivo e verifica se este novo vértice é ótimo. Este procedimento é repetido até que a solução ótima seja encontrada.

Hunt e colaboradores do Instituto de Radioproteção e Dosimetria IRD\CNEN vêm utilizando o Método Simplex na dosimetria fotográfica. Sabendo que a sensibilidade de um filme em função da energia apresenta forte dependência para baixas energias das radiações X,

utilizaram o método para tratar esta questão, que determinou o projeto de um porta filme e o modo de avaliar a grandeza dosimétrica (HUNT et al., 1993).

O sistema utilizado na avaliação da grandeza dosimétrica permitiu determinar qual a dose e a energia da radiação ionizante à qual o dosímetro foi exposto, tanto para irradiações monoenergéticas, quanto para campos de energias mistas. A partir dos valores de Dose Aparente ( $DA_j$ ) medidos em cada região do filme sob o filtro  $j$ , foi possível avaliar as combinações possíveis de energia e intensidades que deram origem às densidades ópticas, tornando-se um problema típico de otimização de pesquisa operacional. Por meio do Método Simplex foi obtida uma solução com base numa função objetiva. E como consequência, os erros associados à determinação das exposições reais foram os menores possíveis (HUNT et al., 1993).

O Laboratório de Proteção Radiológica do Departamento de Energia Nuclear - Universidade Federal de Pernambuco também utiliza este método para avaliação dos dosímetros que por ele são processados.

#### **2.6.4 A PL utilizada em outras pesquisas com radiações ionizantes**

Em 2002, Holder formulou alguns modelos de PL a fim de ponderar as doses de radiação ionizante de forma a minimizar a dose total, impondo certas restrições sobre a dose na região do tumor, tecido crítico e saudável. As modelagens propostas foram estabelecidas a partir de ponderações em cada região da imagem do paciente, penalizando ou privilegiando o tipo de tecido a ser exposto às radiações. Na busca por doses uniformes, Holder propôs um modelo de otimização linear para auxiliar no planejamento ótimo de Radiocirurgia.

Na literatura diversos autores vêm utilizando a PL, e.g., no artigo sobre “o estudo comparativo de dosímetros de múltiplos elementos por meio de uma fórmula empírica e da programação linear para campos de radiação mistos”, através de um programa computacional de PL, obtiveram as melhores combinações da energia da radiação e do kerma ar, com a suposição de um kerma ar minimizado e maximizado. Os dosímetros fotográficos com vários filtros foram selecionados, a resposta energética dos fótons sobre cada filtro foi determinada e finalmente a fórmula empírica e o Método Simplex, para campos mistos simulados, foram implementados e testados. Na comparação dos resultados entre os métodos, duas observações foram enfatizadas: o desempenho da fórmula empírica permaneceu apropriado para a rotina que monitora os

trabalhadores e deve ser usado para os locais de trabalho onde se utilizam feixes de radiação monoenergéticos, com incertezas aceitáveis. Por outro lado, as doses que necessitaram de maior verificação foram para os locais de trabalho onde se utilizam feixes desconhecidos de energias mistas de fótons; neste caso, o uso do método de programação linear foi fortemente recomendado, porque forneceu mais informações sobre a natureza e a qualidade das exposições (IMATOUKENE et al., 2004).

O grupo de dosimetria EURADOS publicou em 2004, um catálogo dos dosímetros e serviços dosimétricos na Europa com a perspectiva de acelerar a implementação de regulamentos nacionais na área de radioproteção. Os regulamentos indicam que trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação ionizante devam ser monitorados por dosímetros individuais habilitados a avaliar a grandeza operacional equivalente de dose pessoal  $H_P(d)$ . Nos serviços de monitoração individual da Europa, onde a técnica de dosimetria fotográfica é empregada, foi constatado que para a avaliação do  $H_P(d)$ , normalmente é utilizado um algoritmo de combinação linear de leituras das densidades ópticas sob os diferentes filtros dos dosímetros (PONTE et al., 2004).

Em 2008, Souza utilizou a PL no planejamento do tratamento de câncer por radiocirurgia, visando determinar planejamentos ótimos, onde a lesão receba a maior quantidade possível de radiação tumoricida e, ao mesmo tempo, os tecidos saudáveis recebam a menor quantidade de radiação ionizante, ou seja, o planejamento sendo feito de forma que se tenha uma alta probabilidade de cura e ao mesmo tempo, uma baixa probabilidade de complicações em tecidos saudáveis. O princípio de conformação de dose foi reproduzido com eficácia através do modelo de PL para auxiliar no planejamento otimizado.

A informação provida através dos resultados computacionais, provenientes das técnicas de otimização utilizadas para a monitoração individual, demonstram eficácia para auxiliar na avaliação das doses, além disso, observa-se um alto potencial para significativas mudanças num futuro próximo, não apenas no uso de novos dispositivos, e.g., dispositivos eletrônicos passivos ou ativos como dosímetros individuais, mas também, por meio do desenvolvimento de sistemas de redes de computadores integradas e de *softwares* avançados dedicados às técnicas de otimização que mudarão a rotina na monitoração individual. Como consequência, tais redes de dados transformar-se-ão em um aspecto muito relevante e cada vez mais importante para informar e guardar os registros das doses. Além disso, a prioridade máxima na radioproteção

continua a ser implementação das grandezas e unidades definidas pela ICRU e ICRP para dosimetria externa em legislações, regulamentos e procedimentos no trabalho.

### 2.6.5 Avaliação do equivalente de dose pessoal $H_p(d)$

O método habitualmente utilizado na avaliação de doses é o Simplex, e posteriormente, realiza-se a combinação linear em termos da dose aparente.

Um modelo simples proposto por Borasi et al. (1977) para o comportamento da resposta do filme dosimétrico em função do kerma ar ( $K_a$ ) é adaptado para o equivalente de dose pessoal ( $H_p$ ), como descrito pela Equação 8.

$$D_{ij} = D_0(1 - e^{-\alpha H_p}) \text{ ou } \ln\left(1 - \frac{D_{ij}}{D_0}\right) = -\alpha H_p \quad (8)$$

onde:  $D_{ij}$  é a densidade ótica líquida dos filmes irradiados com energia “i” sob os filtros “j”, com  $i = 1$  até 10 e  $j = 1$  até 4;  $D_0$  é a constante que define a densidade ótica de saturação, onde a densidade ótica de saturação é quando a película atinge o enegrecimento máximo;  $\alpha$  é a constante que define a taxa de crescimento da função.

Definindo a sensibilidade  $K$  como o inverso do equivalente de dose  $H_p$ , a qual produz a densidade ótica  $D_{ij} = 1$ , tem-se:  $K = \frac{1}{H_p}$  ou  $K = -\alpha / \ln\left(1 - \frac{1}{D_0}\right)$

Definindo  $U$ , como sendo:  $U = \ln\left(1 - \frac{1}{D_0}\right)$ , a sensibilidade pode ser escrita como:

$K = -\frac{\alpha}{U}$  e a equação 8 pode ser expressa como:

$$D_{ij} = D_0(1 - e^{U K H_p}) \text{ ou } \ln\left(1 - \frac{D_{ij}}{D_0}\right) / U = -\alpha H_p / U, \text{ a qual pode ser transformada em uma}$$

equação linearizada definindo  $DA$  (Dose Aparente) como sendo:  $DA = \ln(1 - D_{ij} / D_0) / U$  obtendo assim a Equação 9:

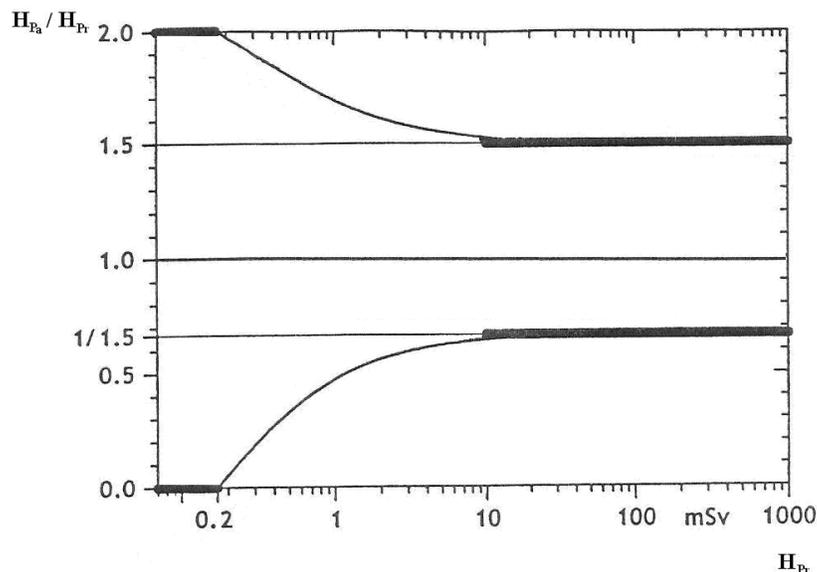
$$DA = K H_p \quad (9)$$

As relações descritas pelas Equações 8 e 9, são utilizadas no processo de calibração dos dosímetros.

### 2.6.6 Curva trombeta

A curva trombeta da Figura 9 apresenta um método de avaliação de desempenho de dosímetros, largamente empregado e discutido na literatura (BÖHM et al., 1994 e BHATT et al., 1994). Originário da norma internacional ICRP 35, de 1982, para serviços de dosimetria. Seu uso garante que o valor da grandeza avaliada, neste caso,  $H_{Pa}$ , pode ser considerada razoável quando a razão entre o seu valor e o valor real (valor nominal),  $H_{Pr}$ , estiver limitado em um intervalo pré-estabelecido. Os limites inferiores e superiores que definem este intervalo são obtidos com a expressão:  $\frac{1}{1,5} [1 - 0,4 / (0,2 + H_{Pr})] \leq \frac{H_{Pa}}{H_{Pr}} \leq 1,5 [1 + 0,2 / (0,4 + H_{Pr})]$

**Figura 9 – Limites da curva trombeta para intercomparação entre o equivalente de dose pessoal avaliado e o equivalente de dose pessoal real**



Fonte: ICRP, 1982

A ICRP 75 (1997) recomenda que 95% de todas as medidas estejam compreendidas entre os limites inferior e superior da curva trombeta.

## 3 MATERIAIS E MÉTODOS

### 3.1 Material

Neste trabalho foram utilizados: equipamento de raios-X, fontes de radiação ionizante, sistema de medidas, sistemas auxiliares e acessórios, que estão relacionados a seguir.

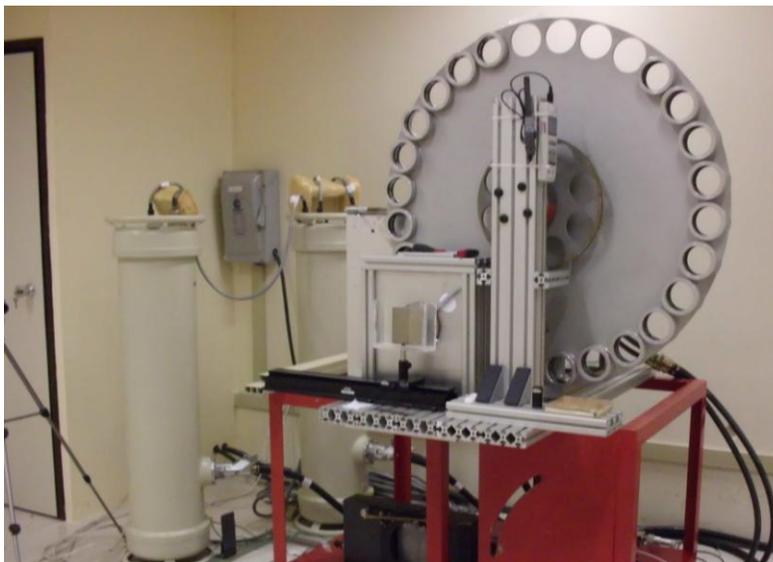
#### 3.1.1 Raios-X

O equipamento de Raios-X utilizado é de propriedade do Laboratório de Raios-X 320 kV da Seção de Calibração (SECCAL) do Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN-NE). É composto, de acordo com a Figura 10, por:

1. Equipamento de raios-X industrial, marca Pantak, modelo HF320, constituído por um gerador Pantak, modelo HF320, série 9710-2779-CG, acoplado a um tubo de raios-X, marca Comet, modelo 340005, série 49-3198, com janela de 3 mm Be (filtração inerente) e alvo de tungstênio. A corrente de tubo com variação permitida de 1,0 a 30mA. A tensão nominal de operação de 5 a 320 kV com “ripple” de tensão menor que  $\pm 15\%$  e potência nominal de 3,2 Kw, com obturador de feixe de radiação (shutter), de mesma marca e modelo, série ZD708103.
2. Sistema de colimação fixo e suportes para colimadores de diferentes tamanhos.
3. Suportes para filtros, onde são colocados os filtros de pureza atômica para definição da qualidade de radiação.
4. Suportes para filtros de pureza atômica que irão compor a filtração equivalente à filtração inerente padronizada.
5. Arranjo experimental para ensaio/calibração constituído de trilhos de 4 m de comprimento por onde se desloca um carrinho composto de bancos ópticos e tubo laser hélio-neônio, marca Oriel Instruments, modelo 79282, série 1280403, acoplado a uma fonte de tensão, de mesma marca, modelo 79302, série 921033.

6. Outro tubo laser acoplado a fonte de alta tensão, de mesmas marcas e modelos como descrito no item anterior, com séries 1280405 e 921035, respectivamente. O laser alinhado com o centro do campo de radiação, a cerca de 5 m de distância do tubo de raios-X.

**Figura 10 – Sistema de raios-X de potencial constante do laboratório de raios-X 320 kV do SECCAL/CRCN-NE.**



### 3.1.2 Fontes de radiação de $^{60}\text{Co}$ e $^{137}\text{Cs}$

Estas fontes, pertencentes aos Laboratórios de fontes de radiação  $^{60}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$  da Seção de Calibração (SECCAL) do Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN-NE), são compostos, de acordo com as Figuras 11 e 12, por:

1. Fonte de  $^{60}\text{Co}$  com atividade de 17,17 GBq datada de 07/10/1998, cujo fabricante foi o IPEN/CNEN, modelo 616, série CoS132, com sistema de blindagem da fonte constituído de chumbo e sistema pneumático de abertura do irradiador
2. Fonte de  $^{137}\text{Cs}$  com atividade de 444 GBq datada de 13/05/2003, cujo fabricante foi J.L. SHEPHERD & ASSOCIATES, modelo 28-8A CALIBRATOR, série 10354, com

sistema de blindagem da fonte constituído de chumbo e sistema pneumático de abertura do irradiador.

3. O mesmo tipo de arranjo experimental para ensaio/calibração é utilizado tanto para a fonte de  $^{60}\text{Co}$  como para a fonte de  $^{137}\text{Cs}$ , constituído de trilhos de 4 m de comprimento por onde se desloca um carrinho composto de bancos ópticos e tubo laser hélio-neônio, marca Oriel Instruments, modelo 79282, acoplado a uma fonte de tensão, de mesma marca, modelo 79302.
4. Também outro tubo laser acoplado a fonte de alta tensão, de mesmas marcas e modelos como descrito no item anterior. O laser alinhado com o centro do campo de radiação, a cerca de 5 m de distância da fonte de  $^{60}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$ .

**Figura 11 – Sistema de fonte de radiação de  $^{60}\text{Co}$  do laboratório de fonte de radiação de  $^{60}\text{Co}$  do SECCAL/CRCN-NE.**



**Figura 12 – Sistema de fonte de radiação de  $^{137}\text{Cs}$  do laboratório de fonte de radiação de  $^{137}\text{Cs}$  do SECCAL/CRCN-NE.**



### 3.1.3 Sistemas de medidas

A câmara de ionização e o respectivo eletrômetro utilizado neste trabalho estão descritos a seguir:

Sistema de medida da Nuclear Enterprises (NE) constituído por uma câmara de ionização cilíndrica, não selada, com 600 cc de volume sensível, modelo NE 2575C, série 518, polaridade – 250V, um conversor (pré-amplificador) e um eletrômetro, modelo NE 2670, série 148. O sistema de medidas com certificação de calibração da câmara de ionização emitido pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN) e do eletrômetro, emitido pelo National Radiological Protection Board (NRPB).

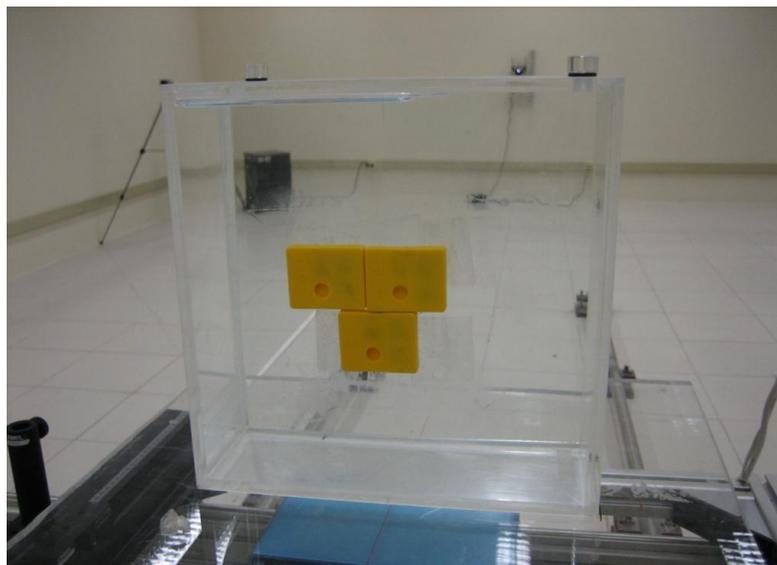
### 3.1.4 Fantoma

A calibração dos dosímetros foi realizada com o auxílio do fantoma *slab* das Figuras 13 e 14 que simula a região do tórax do corpo humano. A seguir mais detalhes sobre o fantoma *slab* utilizado:

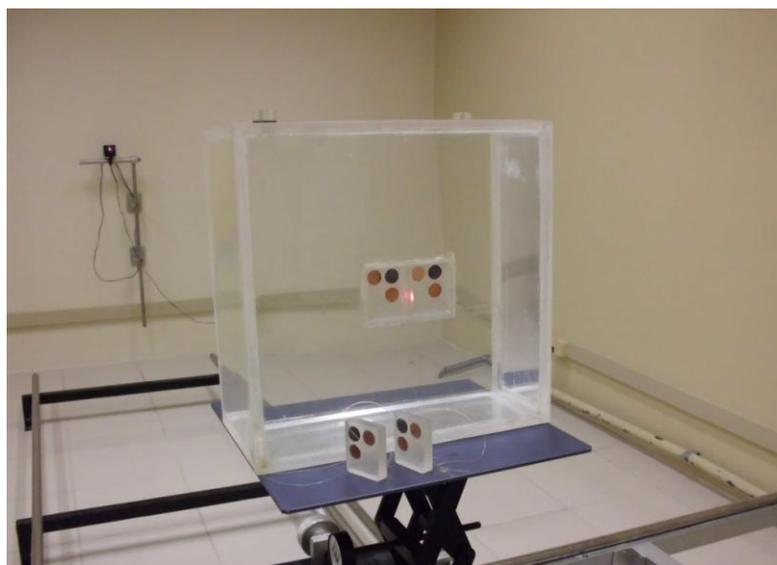
1. O fantoma *slab* constituído de PMMA com dimensões de 300 mm x 300 mm x 150 mm e preenchido com água, com parede frontal de 2,5 mm de espessura e as demais paredes de 10 mm de espessura. Nele foram inseridos dosímetros em portas filmes e fixados no centro de sua parede frontal. Este foi chamado de Arranjo Experimental 1 (AE1).

2. Um outro fantoma *slab*, idêntico ao anterior, foi utilizado, porém nele, os dosímetros foram inseridos em cavidades construídas no centro de sua parede frontal, a uma profundidade de 11 mm e recobertos por tampas de mesmo material e espessura de 10 mm. Este foi chamado de Arranjo Experimental 2 (AE2) e é o dispositivo dosimétrico desenvolvido neste trabalho.

**Figura 13 – Fantoma *slab* - AE1**

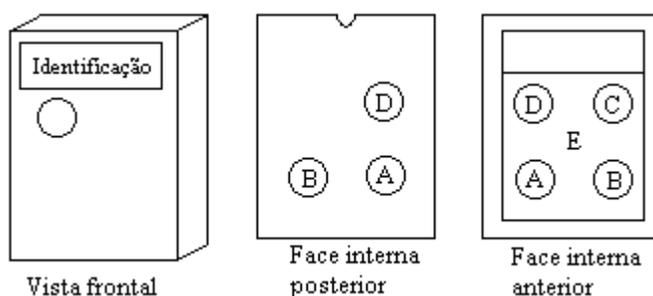


**Figura 14 – Fantoma *slab* - AE2**



O porta filme utilizado neste trabalho está apresentado na Figura 15. Ele é um tipo de porta filme utilizado e fornecido pelo Laboratório de Proteção Radiológica – LPR (DEN – UFPE). Consiste de uma pequena caixa de polietileno de dimensões 42 mm x 52 mm x 8 mm, que contém 6 filtros metálicos, 3 em cada face (anterior – posterior) e há 2 regiões, uma sem filtro, e outra, onde o plástico que constitui o porta filme é considerado um filtro. Na região A está posicionado um filtro de chumbo com 0,8 mm de espessura (filtro: Pb); na região B, um filtro de cobre com espessura de 0,5 mm (filtro: Cu 0,5); a região C, janela (filtro: Janela), sem filtro metálico, possui uma abertura na face anterior do porta filme; na região D, um filtro de cobre com 0,1 mm de espessura (filtro: Cu 0,1); e na região central E, a filtração é a do próprio plástico do porta filme, que funciona como um filtro com 0,3 mm de polietileno (filtro: Plástico).

**Figura 15 – Porta filme**



No fantoma *slab* – AE2, nas duas cavidades e tampas, foram construídas três células a fim da fixação dos mesmos filtros metálicos que se utilizam no porta filme do LPR e fixados na mesma localização, regiões A, B e D. A região E permaneceu sem filtro metálico e sem janela, conforme Figura 14, e foi chamada de região sem filtro, onde a filtração é a do própria tampa do porta filme, que funciona como um filtro com 10 mm de PMMA (filtro: Sf). A região C ficou idêntica a região E, porque não foi realizada a perfuração da tampa, portanto no AE2 não há a região chamada de janela.

Os filmes dosimétricos utilizados neste trabalho foram da marca Agfa-Gevaert, tipo Agfa personal monitoring, com dimensões 33 mm x 45 mm x 1 mm. Eles são acondicionados em um envelope plástico para proteção dos efeitos da luz e da umidade. O envelope contém duas películas com emulsões de sensibilidades distintas (uma de baixa e outra de alta sensibilidade). O

que define a sensibilidade da emulsão é a sua granulometria (dimensão dos grãos de haletos de prata contidos na emulsão).

### 3.1.5 Sistemas auxiliares e acessórios

A seguir os principais sistemas auxiliares utilizados:

1. Fonte de referência - fonte radioativa de  $^{90}\text{Sr}$  foi utilizada para verificar a reprodutibilidade da câmara de ionização ao longo do tempo. As características são: fabricada pela Nuclear Enterprises (NE), modelo 2576A, série 330, sistema de blindagem constituído de chumbo e sistema manual de abertura do irradiador.
2. Um termômetro/higrômetro da marca Fisher Scientific, com intervalos de medição, respectivamente de  $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$  a  $150\text{ }^{\circ}\text{C}$  de temperatura e de 10 a 95% da umidade relativa do ar.
3. Um barômetro da marca Druck, modelo DPI 740, com intervalo de medida de 750 a 1.150 mbar.
4. Um suporte composto de placa para exercer a função de um goniômetro onde foi posicionado o AE2 para avaliação da dependência angular.
5. A câmara escura do laboratório de processamento de filmes do LPR (DEN-UFPE), onde há uma antessala que permite o acesso à câmara escura. A câmara escura é vedada contra luz externa e é composta por: bancada com iluminação de segurança utilizada na preparação dos filmes para revelação; colgaduras utilizadas para fixar os filmes; um termômetro para monitorar a temperatura ambiente; e cinco cubas de aço inoxidável (com os banhos de revelação, parada, fixação, lavagem final e umectante) imersas em um tanque contendo água refrigerada com serpentina. Após revelação, os filmes são colocados em estufa.
6. Um densitômetro óptico do LPR (DEN-UFPE), onde após secagem em estufa, os filmes têm suas densidades ópticas lidas através deste aparelho, da marca Macbeth, modelo TD931, com área de leitura de  $1\text{ mm}^2$ , previamente calibrado segundo as especificações do fabricante e com precisão de 0,01 %.
7. Softwares especiais para tratamentos dos dados obtidos pelos experimentos.

## 3.2 Métodos

O presente trabalho foi desenvolvido no Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (DEN-UFPE), no Laboratório de Proteção Radiológica (LPR), e no Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN-NE), nos Laboratórios da Seção de Calibração (SECCAL). O AE2 foi construído na oficina DEN-UFPE. As irradiações dos dosímetros fotográficos (cedidos pelo LPR) foram realizadas no CRCN-NE. O processamento químico e leitura dos dosímetros foram realizados no LPR.

### 3.2.1 Qualidades de radiações ISO

As características dos feixes de radiação ( $\gamma$  e X) utilizados neste trabalho são apresentados na Tabela 4, tanto para fontes de  $^{60}\text{Co}$  e de  $^{137}\text{Cs}$ , como para os raios X. Elas são padronizadas e foram determinadas de acordo com a norma ISO 4037-1 (1995). Na mesma tabela são apresentados dados obtidos de medidas realizadas nos Laboratórios do CRCN-NE, onde foram realizados os ensaios deste trabalho.

**Tabela 4 - Qualidades dos feixes de radiação ( $\gamma$  e X)**

Qualidade ISO 4037 - 1	Radionuclídeo	Energia média (keV)	Meia-vida (anos)	Atividade (GBq)	Taxas Kerma ar a 1m (mGy/h)	
S-Co	$^{60}\text{Co}$	1250	5,3	17,17 (em 07/10/98)	1,455 (em 14/03/11)	
S-Cs	$^{137}\text{Cs}$	662	30,2	444 (em 13/05/03)	27,951 (em 18/04/11)	
Especificação das qualidades dos feixes de raios X (espectro estreito N e largo W)						
Qualidade ISO 4037 - 1	Energia Efetiva Média (keV)	Potencial do Tubo (kV)	Taxas Kerma ar a 3,4m (mGy/h)	Filtração Adicional (mm)	1ª CSR (mm)	2ª CSR (mm)
N-60	48	60	10,41	0,60 (Cu)	0,24(Cu)	0,26(Cu)
N-100	83	100	9,02	5,00 (Cu)	1,11(Cu)	1,17(Cu)
N-150	118	150	9,83	2,50 (Sn)	2,36(Cu)	2,47(Cu)
N-200	164	200	3,54	1(Pb)+3(Sn)+2(Cu)	3,99(Cu)	4,05(Cu)
W-60	45	60	14,15	0,30 (Cu)	0,18(Cu)	0,21(Cu)
W-80	57	80	25,35	0,50 (Cu)	0,35(Cu)	0,44(Cu)
W-150	104	150	44,25	1,00 (Sn)	1,86(Cu)	2,10(Cu)
W-200	137	200	71,28	2,00 (Sn)	3,08(Cu)	3,31(Cu)

Fonte: ISO, 1995. Medidas realizadas no CRCN-NE em 2011, com filtração inerente dos raios X de 3,91 mm Al.

### 3.2.2 Determinação dos tempos necessários à obtenção do $H_p(10)$

Antes da irradiação dos dosímetros fotográficos, foram realizados os seguintes procedimentos:

1º) Uma câmara de ionização (CI) de 600cc acoplada ao seu respectivo eletrômetro foi montada em um suporte fixo para assegurar o posicionamento correto. O centro da câmara foi posicionado no ponto de teste, coincidindo com o raio central do feixe de radiação. O ponto de teste das câmaras cilíndricas para calibração e medidas de referência localiza-se no eixo da câmara no centro do volume sensível. Os esquemas ilustrativos das Figuras 16 e 17 demonstram o ponto de teste do campo de radiação, sobre o fantoma *slab* - AE1 e AE2, respectivamente;

2º) A câmara foi irradiada para cada feixe de radiação e foram obtidas as leituras da taxa do kerma ar  $\dot{K}_a$ ;

3º) Por meio dos coeficientes de conversão  $H_p(10)/K_a$  apresentados na Tabela 5 (para cada qualidade de radiação), foram calculados os tempos necessários para se irradiar os dosímetros sobre o AE1 e o AE2, a fim de obter, naquele mesmo ponto de teste, o valor do equivalente de dose pessoal  $H_p(10)$ , por meio da relação:  $H_p(10) = \dot{K}_a \times h \times t$ , onde  $h$  é o coeficiente de conversão  $H_p(10)/K_a$ . Tais coeficientes de conversão são recomendados pela ISO 4037-3 (1996) para a radiação incidente na direção normal ao plano do fantoma *slab*.

**Tabela 5 – Coeficientes de conversão, h (ISO 4037-3)**

Qualidade da Radiação	h $H_p(10)/K_a$ (Sv/Gy)
N-60	1,65
N-100	1,88
N-150	1,73
N-200	1,57
W-60	1,55
W-80	1,77
W-150	1,77
W-200	1,65
S-Cs	1,21
S-Co	1,15

Fonte: ISO, 1995

4º) A seguir, a CI foi substituída pelos arranjos AE1 e AE2 para serem irradiados no mesmo ponto de teste do campo de radiação, com os tempos previamente estabelecidos.

### 3.2.3 Irradiação dos dosímetros para AE1 e AE2 na posição $\alpha = 0^\circ$

Para o fantoma *slab* – AE1 um total de 300 filmes divididos em 100 conjuntos, cada um destes contendo três filmes, foram irradiados em feixes de uma fonte radioativa de  $^{60}\text{Co}$ , de  $^{137}\text{Cs}$  e em feixes de raios X com energias médias de 45 keV, 48 keV, 57 keV, 83 keV, 104 keV, 118 keV, 137 keV e 164 keV, perfazendo assim 10 energias, onde para cada energia foram utilizados três filmes expostos a cada uma das 10 doses, a seguir: 0,2 mSv, 0,4 mSv, 0,6 mSv, 0,8 mSv, 1 mSv, 2 mSv, 5 mSv, 10 mSv, 20 mSv, 50 mSv. Para o fantoma *slab* – AE2 um total de 200 filmes divididos em 100 conjuntos, cada um destes contendo dois filmes, foram irradiados nas mesmas energias e doses.

Dosímetros foram posicionados sobre e sob a superfície frontal do fantoma *slab*, nos AE1 e AE2, respectivamente. Com face frontal voltada para o feixe de radiação, ambos arranjos na direção  $\alpha = 0^\circ$ , conforme indicado na Figura 16 e 17, (a) e (b), respectivamente. Os arranjos, por sua vez, foram fixados em carrinhos móveis sobre trilhos fixos ao piso.

**Figura 16- Esquema ilustrativo do posicionamento dos dosímetros fotográficos sobre o AE1 e o feixe de radiação: (a) Arranjo de irradiação com  $^{60}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$ ; (b) Arranjo de irradiação no sistema de raios X**

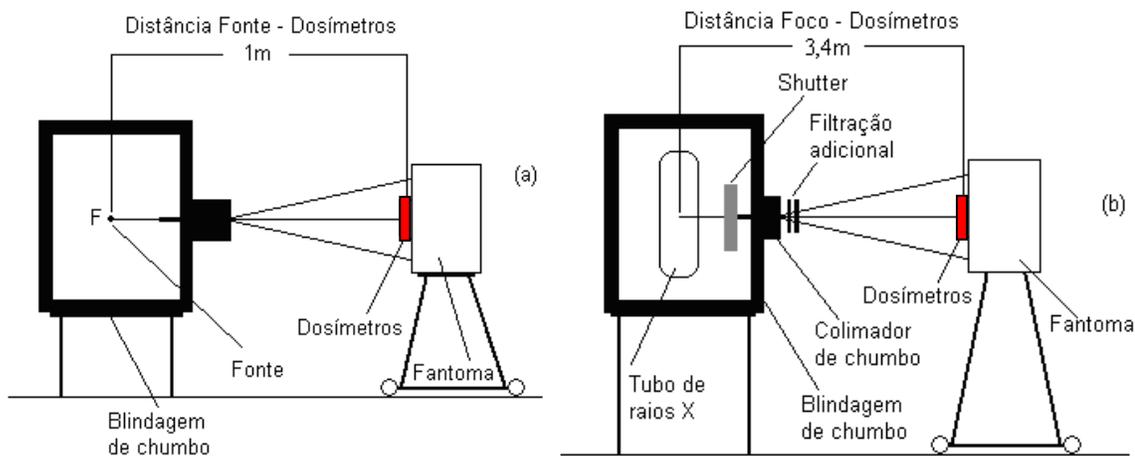
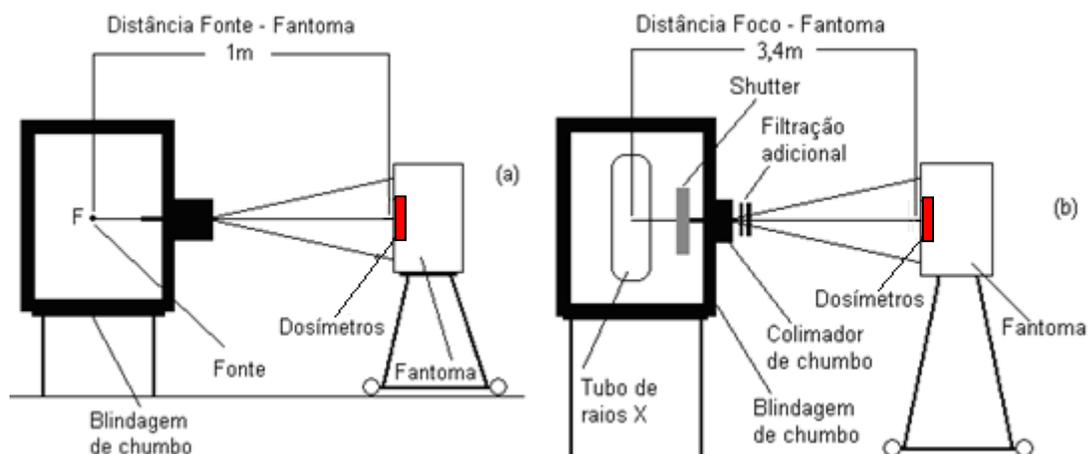


Figura 17- Esquema ilustrativo do posicionamento dos dosímetros fotográficos sob o AE2 e o feixe de radiação: (a) Arranjo de irradiação com  $^{60}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$ ; (b) Arranjo de irradiação no sistema de raios X



Os dosímetros foram irradiados no Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN-NE), conforme arranjo experimental apresentado nas Figuras 18 e 19 para o AE1 e nas Figuras 20, 21 e 22 para o AE2.

Figura 18 - Arranjo experimental de irradiação com fonte de  $^{60}\text{Co}$  e AE1

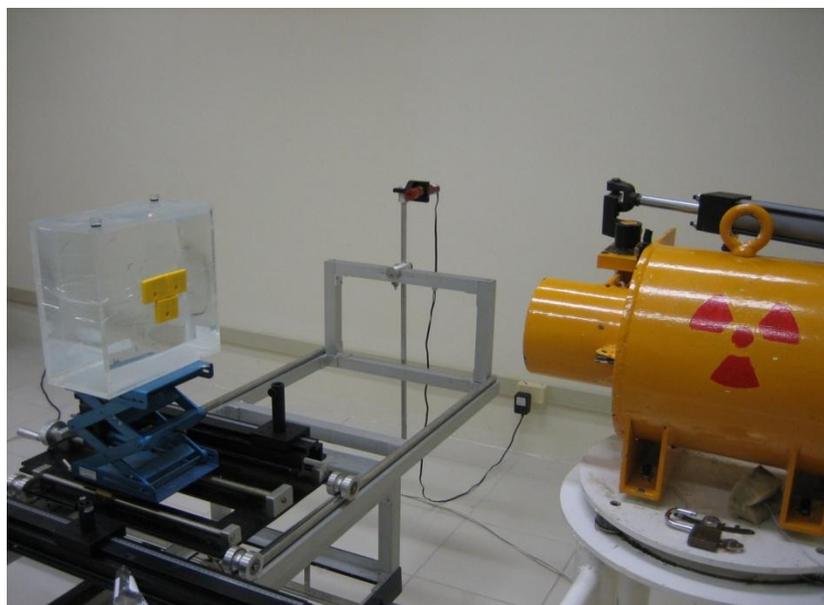


Figura 19 - Arranjo experimental de irradiação com fonte de  $^{137}\text{Cs}$  e AE1

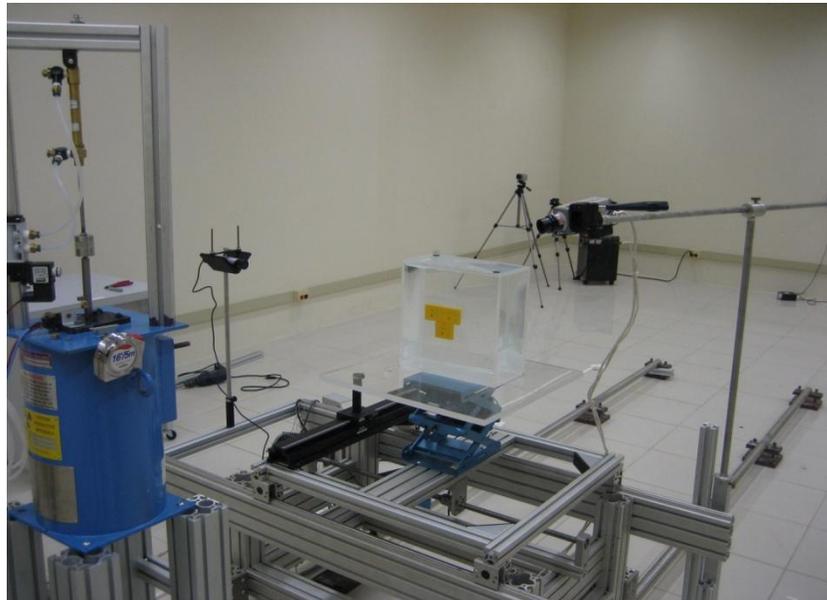
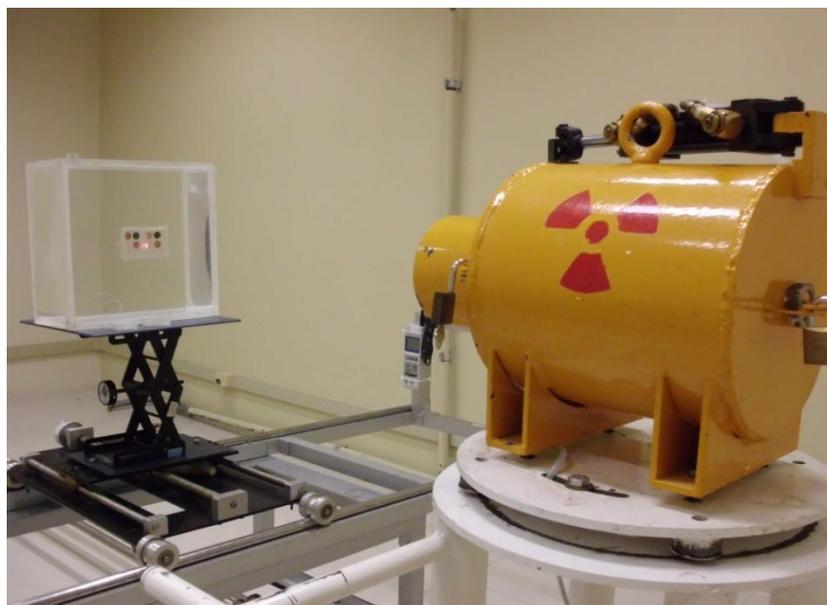
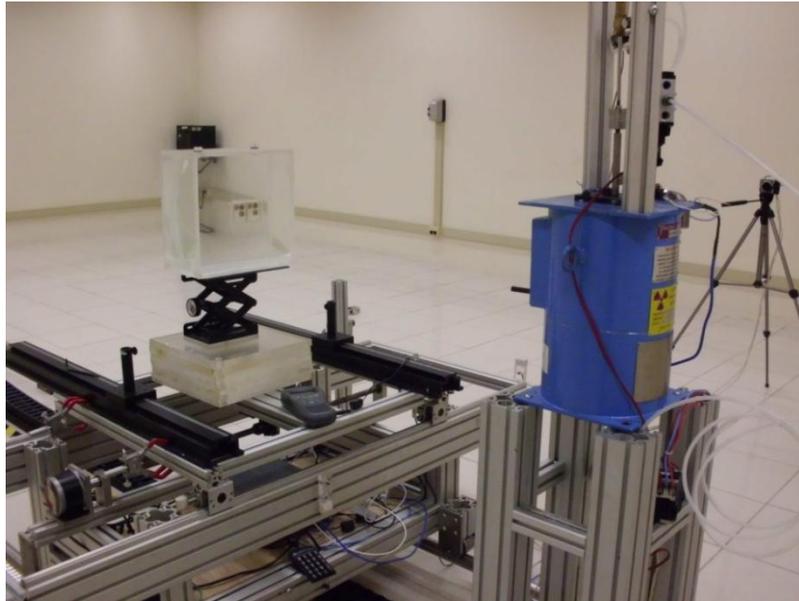


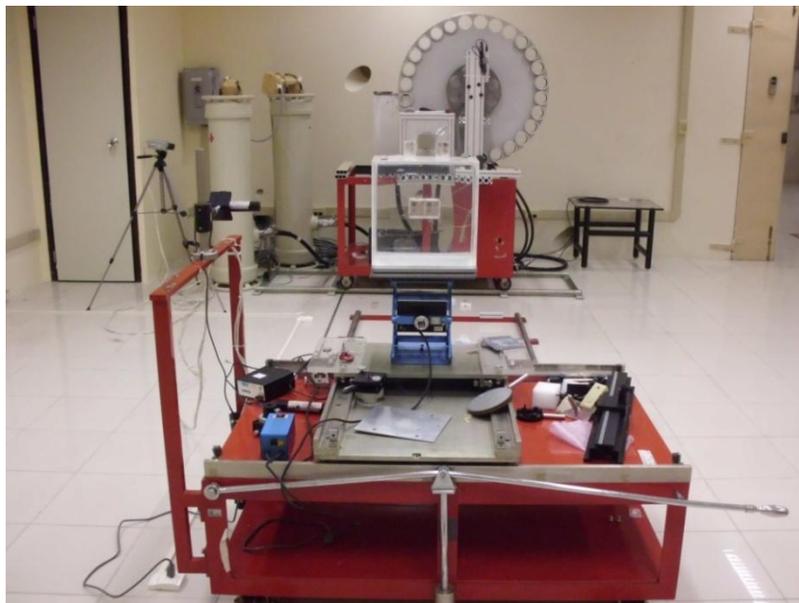
Figura 20 - Arranjo experimental de irradiação com fonte de  $^{60}\text{Co}$  e AE2



**Figura 21 - Arranjo experimental de irradiação com fonte de  $^{137}\text{Cs}$  e AE2**



**Figura 22 - Arranjo experimental de irradiação com raios-X e AE2**



### 3.2.4 Curvas de calibração dos dosímetros no AE1 e AE2

Inicialmente, foi determinado um conjunto de curvas de calibração que relacionaram a densidade óptica líquida ( $D_{ij}$ ) do filme em função do equivalente de dose pessoal  $H_p(d)$ , que variou de 0,2 a 50 mSv, para cada energia  $E_i$ . A densidade óptica líquida ( $D_{ij}$ ) foi obtida por meio da média de leituras de densidades ópticas em cada região  $j$  dos filmes irradiados com a mesma dose, descontada a influência da radiação de fundo para cada leitura.

Os valores da  $D_{ij}$  das películas de emulsões mais e menos sensíveis em função do  $H_p$  foram ajustados utilizando o modelo proposto por Borasi, através da equação 8:  $D_{ij} = D_0(1 - e^{-\alpha H_p})$ . As curvas para cada energia foram obtidas de forma iterativa com o auxílio de um programa computacional, chamado de KCALC, por se tratar de uma equação transcendental.

A resposta do filme em termos de densidade óptica não apresenta linearidade com respeito à dose e os sistemas usuais de avaliação requerem que a resposta do detector tenha um comportamento linear com a grandeza de calibração (MOTA et al, 1990). Em decorrência disso, as curvas de calibração foram linearizadas e normalizadas em relação a uma curva de referência convenientemente escolhida (filtro e energia), respectivamente, para AE1 e AE2.

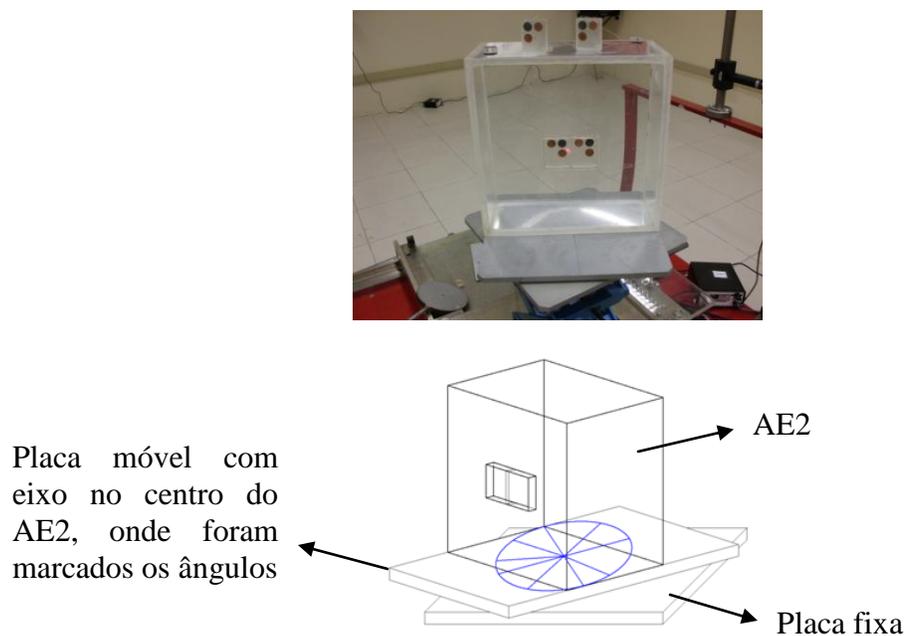
As curvas de calibração foram normalizadas utilizando o valor líquido das densidades ópticas obtidas na região onde se encontrava o filtro de chumbo e nos filmes irradiados pelo  $^{60}\text{Co}$ . Em seguida as densidades ópticas em cada região “j” (com ou sem filtro) e energia “i” foram convertidas em dose aparente e relacionadas com o valor de  $H_p$ , como mostra a equação 9, descrita anteriormente:  $DA = K \times H_p$ ; sendo a sensibilidade  $K$  igual ao coeficiente angular para leituras de densidade ópticas sob cada região “j”, obtido por meio de um ajuste linear para cada valor de energia “i” de calibração, utilizando a resposta do dosímetro sob o filtro de chumbo para a radiação originada do  $^{60}\text{Co}$ , como curva de referência.

### 3.2.5 Irradiação dos dosímetros no AE2 para diversos ângulos

O suporte giratório composto por placa que exerce a função de um goniômetro foi utilizado para estudo da dependência angular dos dosímetros que foram irradiados para as

mesmas energias utilizadas neste trabalho, porém para uma dose fixa  $H_p(10)$ , igual a 10 mSv. O procedimento foi repetido para as seguintes direções:  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $120^\circ$ ,  $150^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $240^\circ$  e  $300^\circ$  e realizado utilizando o AE2. O suporte, conforme Figura 23, é constituído de uma placa quadrada de 300 mm x 300 mm e com 2,5 mm de espessura, sobre a placa foram marcados os ângulos. Esse sistema foi posicionado no mesmo ponto de teste que o do sistema de medidas do experimento, conforme especificado no item 3.2.2.

**Figura 23 – Suporte giratório para dependência angular**



### 3.2.6 Processamento dos filmes

Os filmes dosimétricos foram processados na câmara escura do LPR (DEN-UFPE), com temperatura e umidade controladas em  $20 \pm 2^\circ\text{C}$  e  $55 \pm 5\%$ , respectivamente. Os tempos gastos em cada etapa do processamento dos filmes foram de 4 minutos no tanque de revelação, 1 minuto no tanque para banho de parada da ação do revelador, 8 minutos no tanque para banho de fixação e mais de 15 minutos no tanque de lavagem final. Posteriormente os filmes foram colocados em estufa. Após a secagem, utilizando o densitômetro óptico foram realizadas as leituras das densidades ópticas sob cada área de leitura j sob os respectivos filtros e para cada sensibilidade do filme.

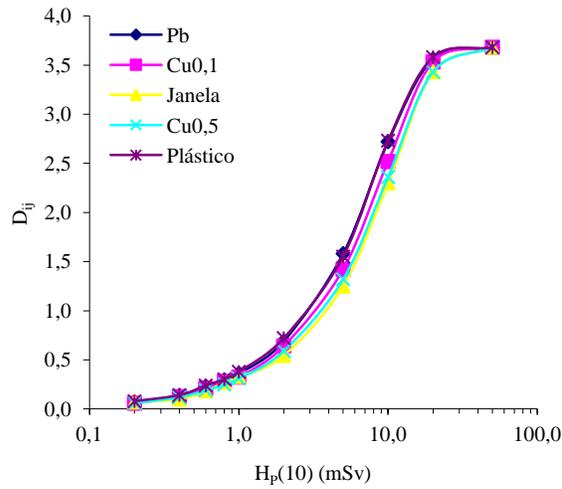
## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1 Estudo comparativo entre irradiações com AE1 e AE2

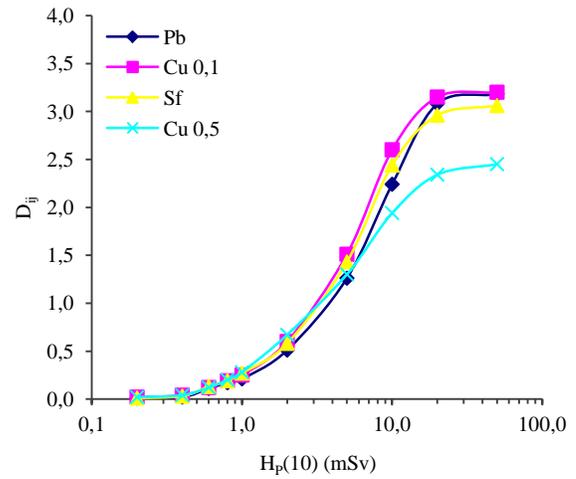
Com a intenção de estudar o desempenho do AE2 foi realizada uma análise comparativa das respostas dos dosímetros em termos de suas densidades ópticas, provenientes das irradiações do AE2 em relação às respostas dos dosímetros provenientes das irradiações do AE1. Os dados dos AE1 e AE2 em termos das densidades ópticas, ou seja, o registro das respostas das películas, de emulsão mais e menos sensível, são os valores líquidos das densidades ópticas líquidas ( $D_{ij}$ ) em função do equivalente de dose pessoal  $H_P(10)$ , em cada região com e sem filtros. As Tabelas das  $D_{ij} \times H_P(10)$  estão apresentadas no Apêndice A para as energias estudadas, segundo Tabelas de A1 até A20 para o AE1 e as Tabelas de A1A até A20A para o AE2.

Os dados obtidos permitiram a construção das curvas características dos filmes utilizados nas irradiações tanto com o AE1, como com o AE2 e a partir deles algumas discussões são registradas a seguir. As Figuras de 24 até 43 apresentam as curvas características provenientes das películas irradiadas no AE1 e as Figuras de 24A até 43A apresentam as curvas características provenientes das películas irradiadas no AE2 para as energias estudadas, bem como para películas de emulsões mais e menos sensíveis (+S e -S). As curvas foram obtidas a partir dos dados das Tabelas de A1 até A20 e de A1A até A20A (Apêndice A).

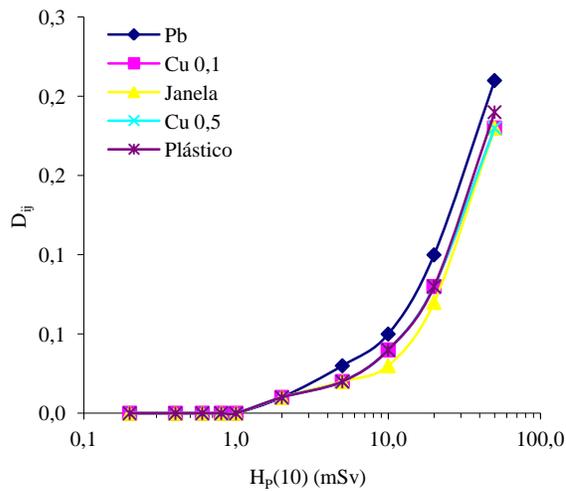
**Figura 24 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia do  $^{60}\text{Co}$  (+S)**



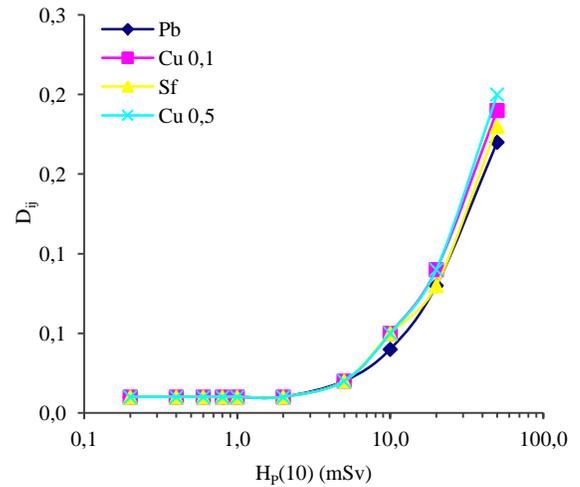
**Figura 24A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia do  $^{60}\text{Co}$  (+S)**



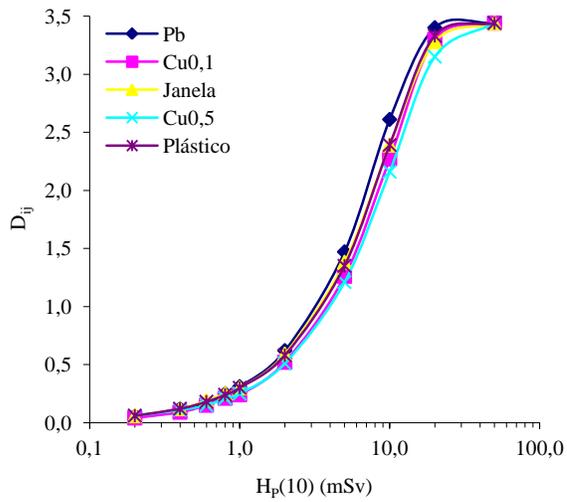
**Figura 25 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia do  $^{60}\text{Co}$  (-S)**



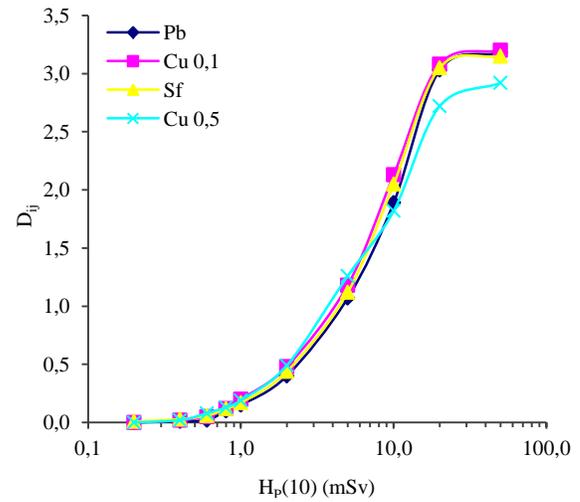
**Figura 25A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia do  $^{60}\text{Co}$  (-S)**



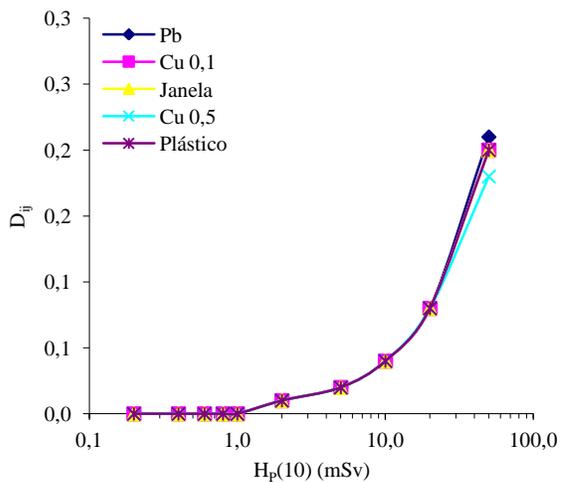
**Figura 26 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia do  $^{137}\text{Cs}$  (+S)**



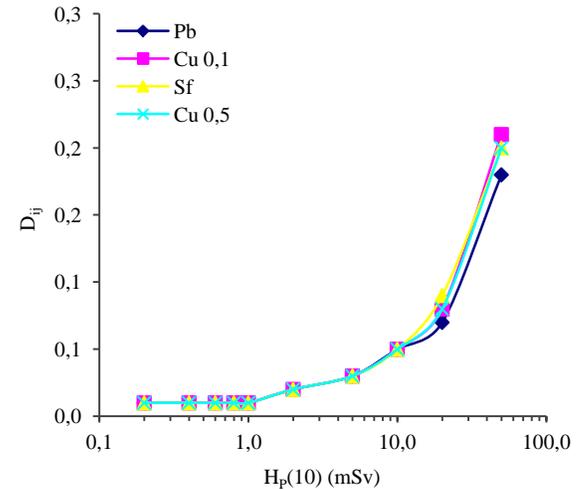
**Figura 26A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia do  $^{137}\text{Cs}$  (+S)**



**Figura 27 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia do  $^{137}\text{Cs}$  (-S)**



**Figura 27A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia do  $^{137}\text{Cs}$  (-S)**

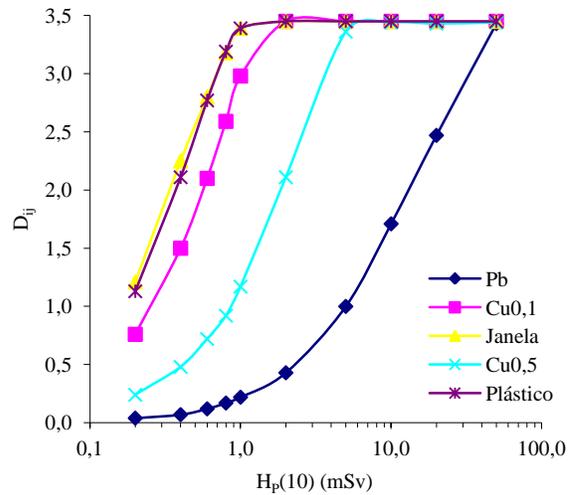


As curvas das Figuras de 24 a 27 e de 24A a 27A foram comparadas a fim de verificar a concordância entre os resultados obtidos para o AE1 em relação ao AE2. Todavia, foi verificado que nas comparações das energias estudadas das fontes de  $^{60}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$ , as curvas não apresentaram grandes diferenças a serem destacadas. Apenas foi constatado que para as películas (+S), a região de saturação, patamar máximo da curva característica, foi atingida com valores de  $D_{ij}$  menores no AE2 do que no AE1, sendo esse efeito mais fortemente presente para o filtro de Cu 0,5. As variações nas  $D_{ij}$  de saturação foram inferiores a 10%, demonstrando concordância entre os resultados nos AE1 e AE2.

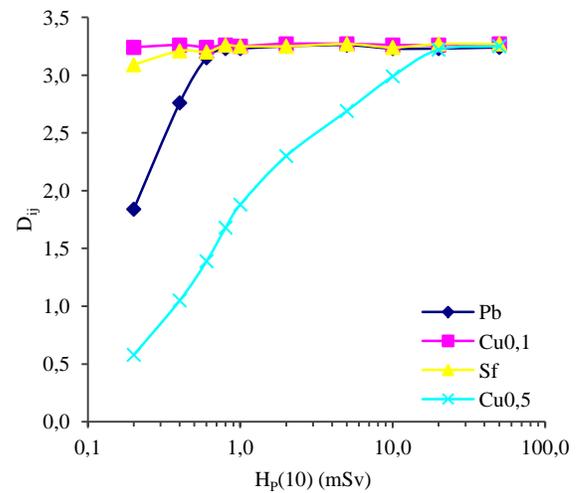
Em geral, as curvas obtidas apresentaram uma boa concordância para os dois arranjos experimentais como já era esperado para as fontes radioativas de  $^{60}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$ . Por conseguinte, as semelhanças encontradas entre as curvas dos AE1 e AE2 podem ser justificadas pelo fato de que os dosímetros fotográficos terem composição por elemento químico com elevado número atômico, e estão sendo submetidos a energias das fontes de  $^{60}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$ , então, nestas condições de irradiação, os efeitos provenientes do espalhamento e absorção da radiação ionizante são pouco detectados por estes dosímetros. Desta forma, a modificação quanto à geometria de irradiação do AE1 para o AE2 não interferiu nos resultados como demonstraram as curvas características.

As Figuras de 28 a 43 e de 28A a 43A, respectivamente para AE1 e AE2, mostram as respostas dos filmes dosimétricos quando irradiados por raios-X de 45 a 164 keV. As curvas foram obtidas a partir dos dados das Tabelas de A5 até A20 e de A5A até A20A (Apêndice A).

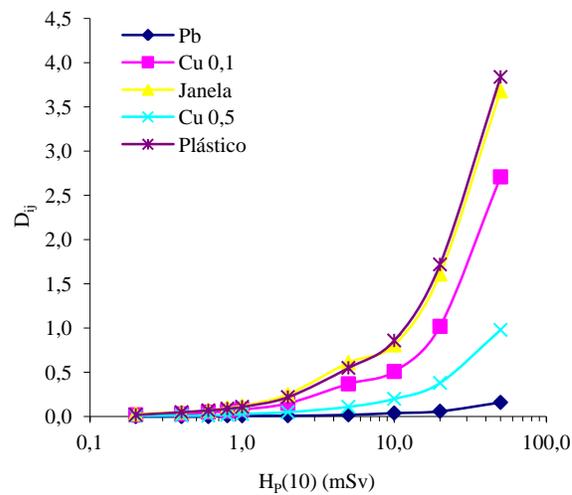
**Figura 28 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia W60-45 keV(+S)**



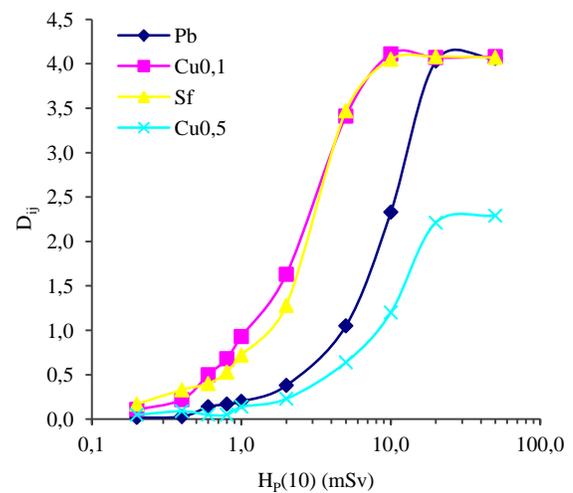
**Figura 28A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia W60-45 keV(+S)**



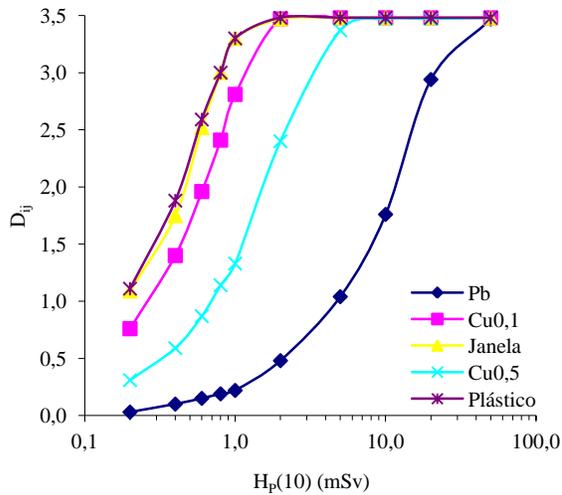
**Figura 29 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia W60-45 keV(-S)**



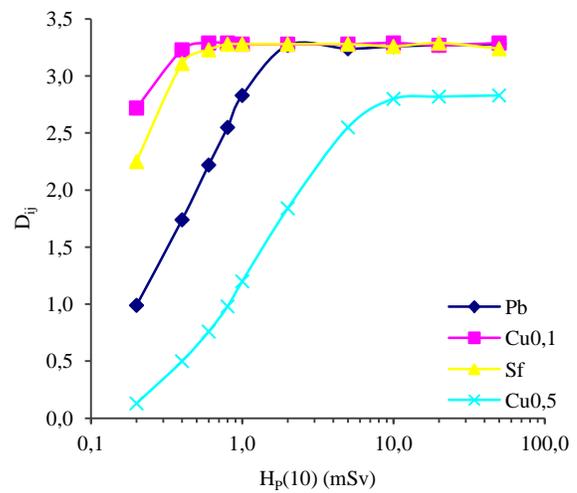
**Figura 29A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia W60-45 keV(-S)**



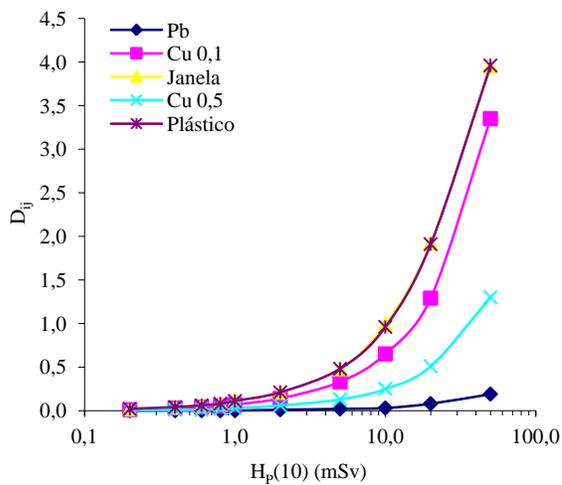
**Figura 30 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia N60-48 keV(+S)**



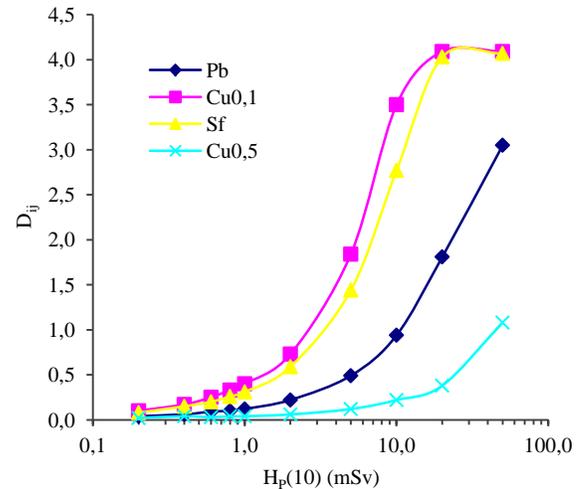
**Figura 30A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia N60-48 keV(+S)**



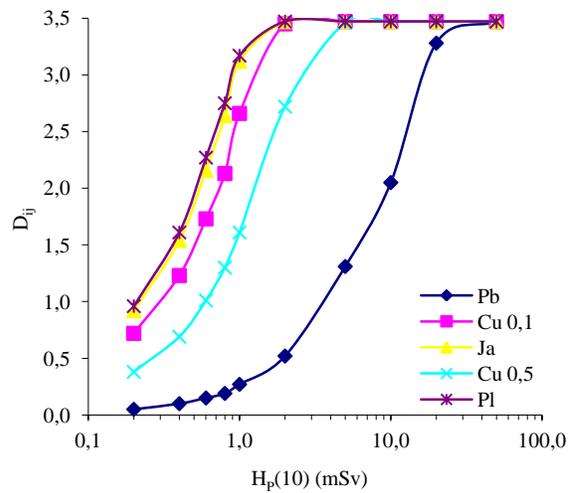
**Figura 31 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia N60-48 keV(-S)**



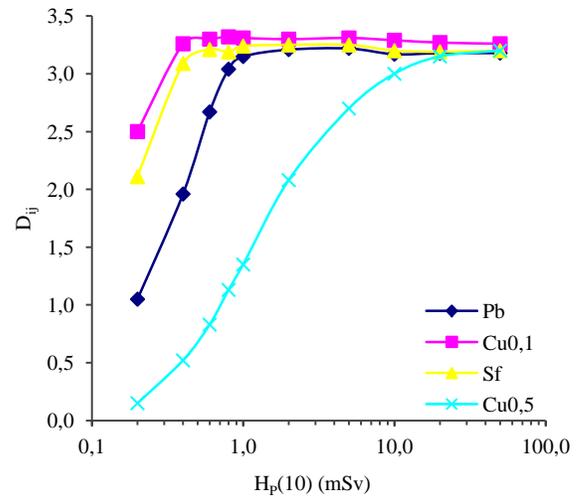
**Figura 31A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia N60-48 keV(-S)**



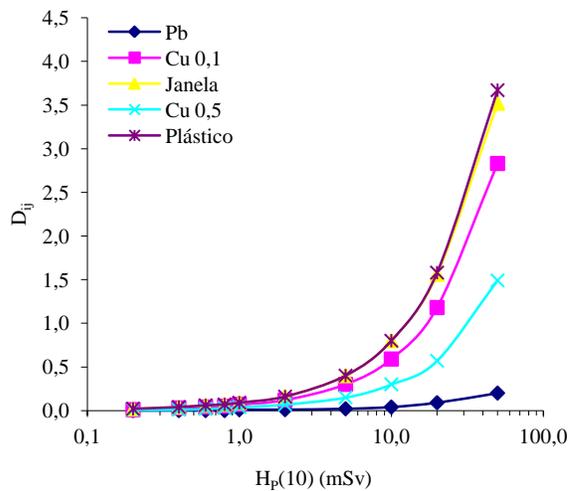
**Figura 32 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia W80-57 keV(+S)**



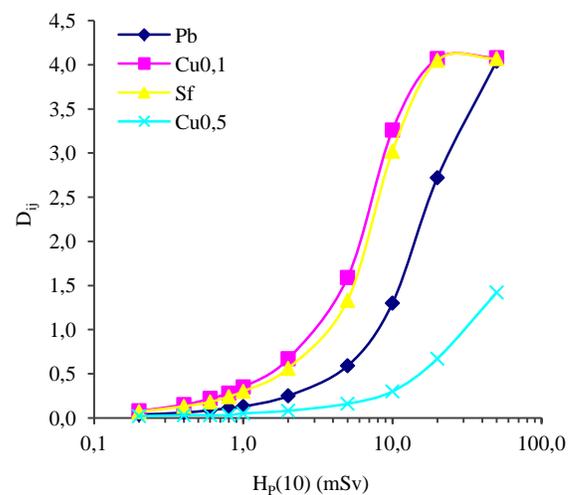
**Figura 32A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia W80-57 keV(+S)**



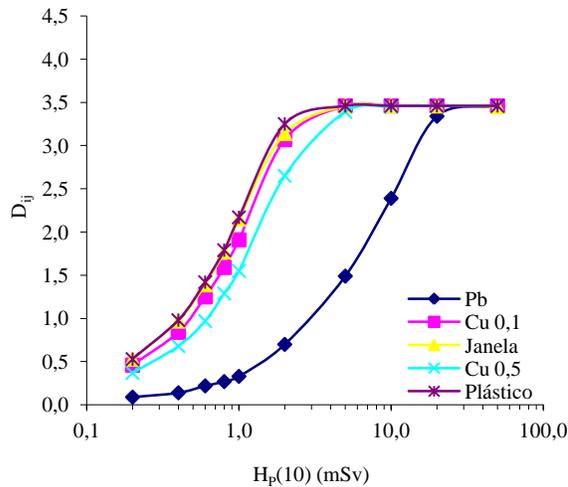
**Figura 33 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia W80-57 keV(-S)**



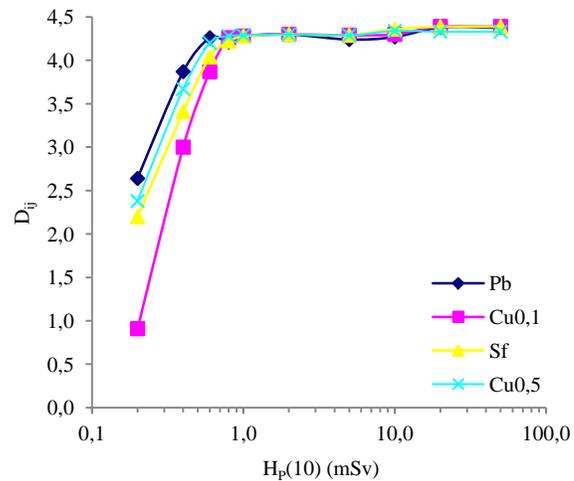
**Figura 33A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia W80-57 keV(-S)**



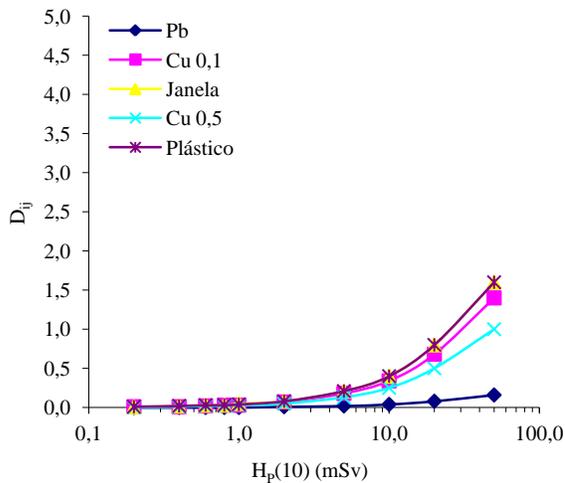
**Figura 34 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia N100-83 keV(+S)**



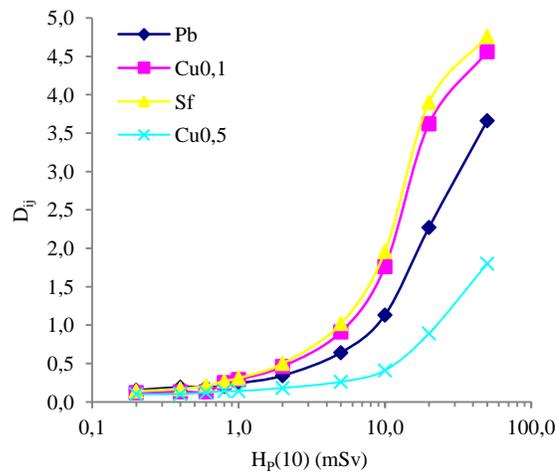
**Figura 34A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia N100-83 keV(+S)**



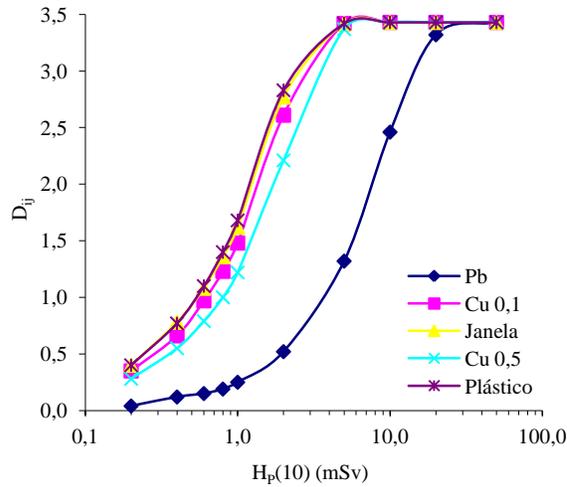
**Figura 35 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia N100-83 keV(-S)**



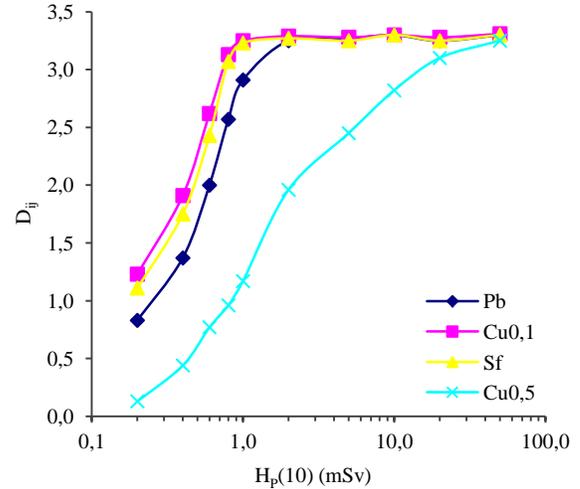
**Figura 35A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia N100-83 keV(-S)**



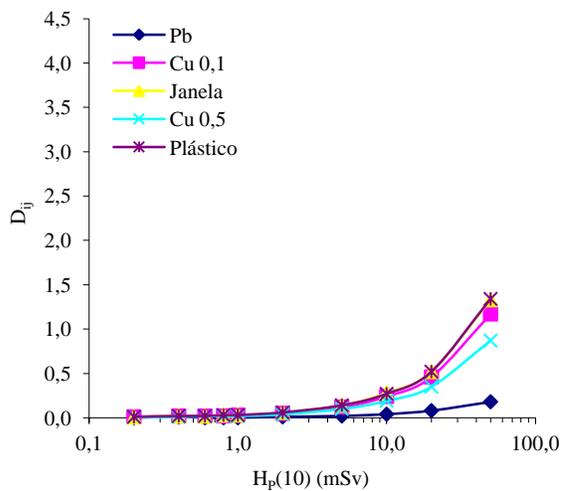
**Figura 36 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia W150-104 keV(+S)**



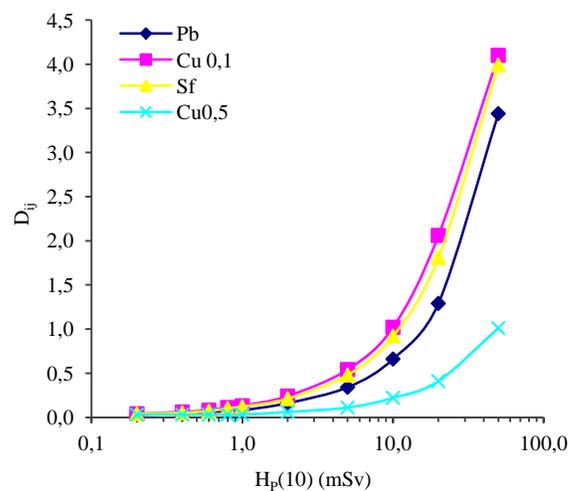
**Figura 36A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia W150-104 keV(+S)**



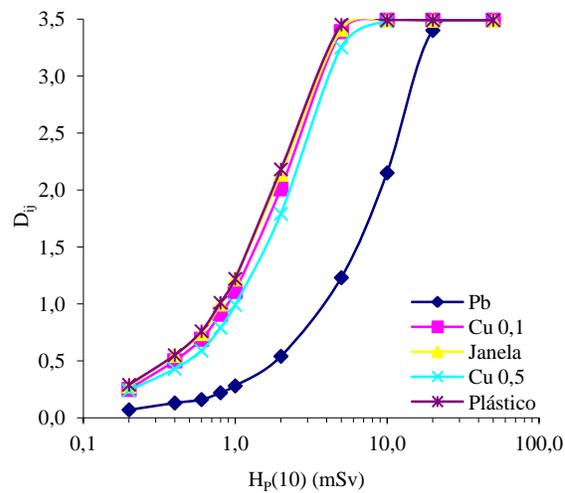
**Figura 37 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia W150-104 keV(-S)**



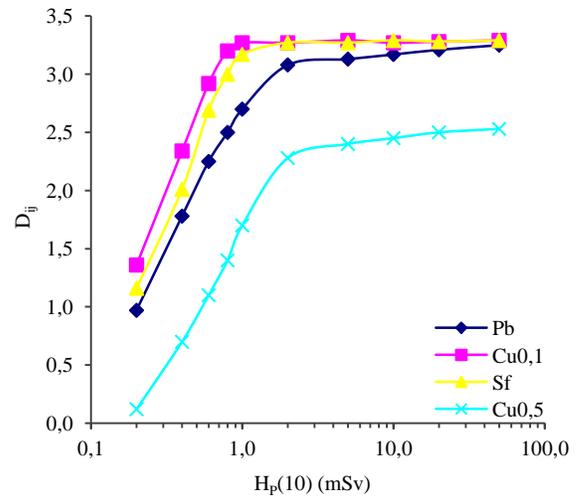
**Figura 37A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia W150-104 keV(-S)**



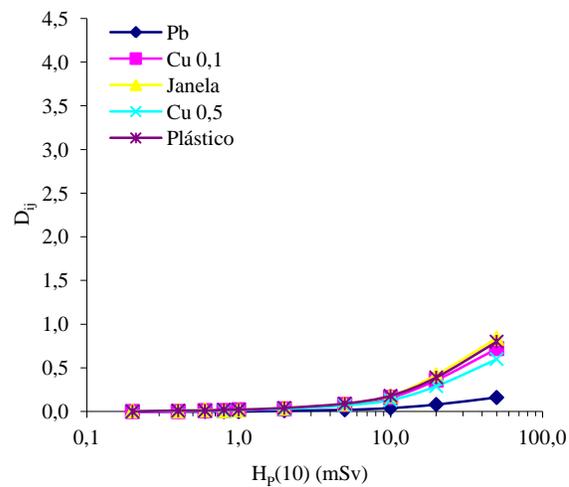
**Figura 38 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia N150-118 keV(+S)**



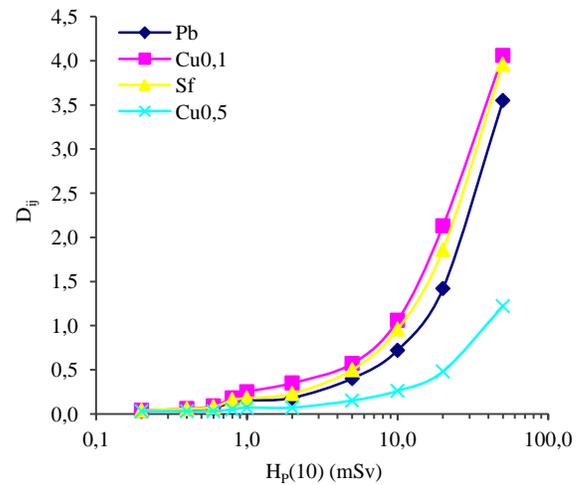
**Figura 38A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia N150-118 keV(+S)**



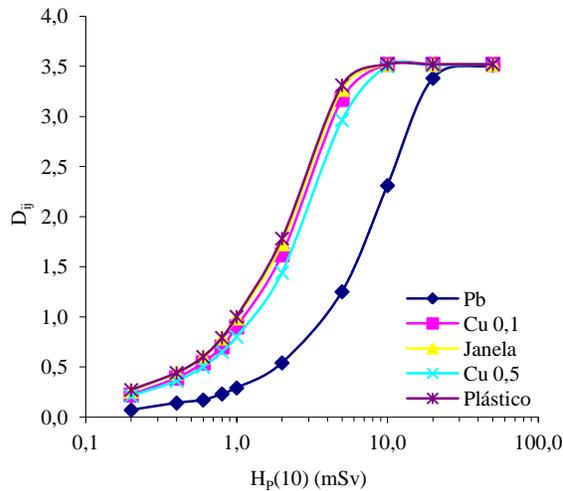
**Figura 39 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia N150-118 keV(-S)**



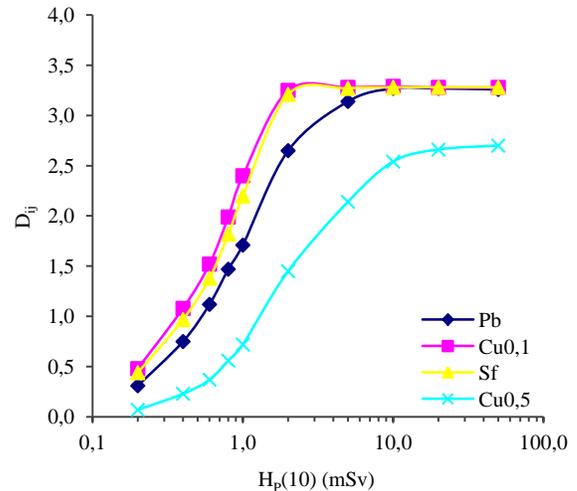
**Figura 39A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia N150-118 keV(-S)**



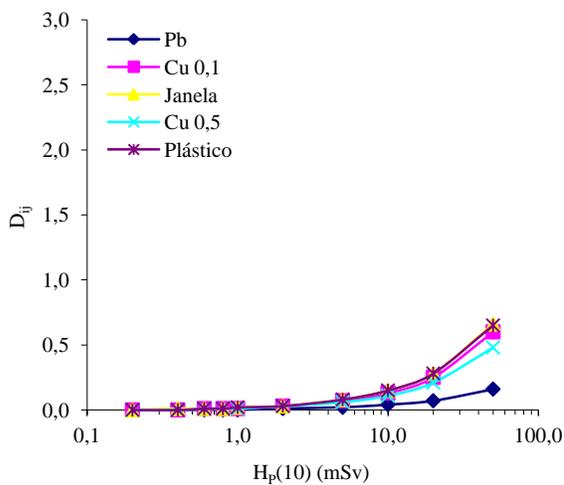
**Figura 40 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia W200-137 keV(+S)**



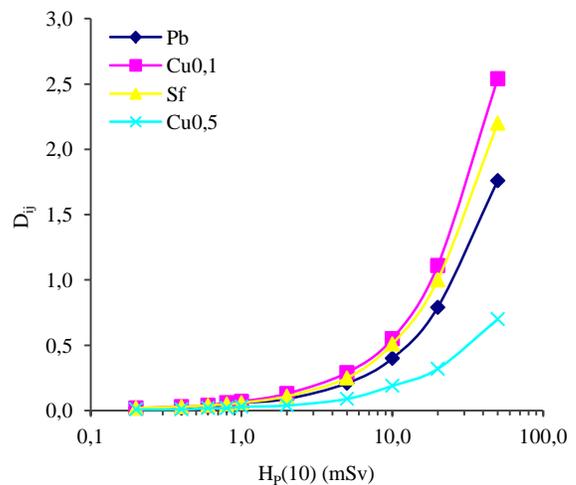
**Figura 40A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia W200-137 keV(+S)**



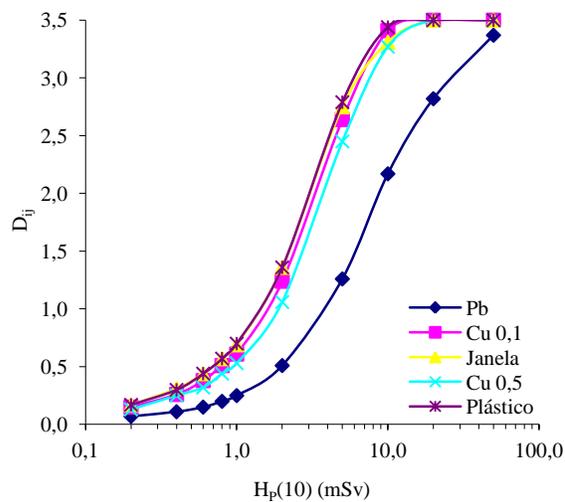
**Figura 41 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia W200-137 keV(-S)**



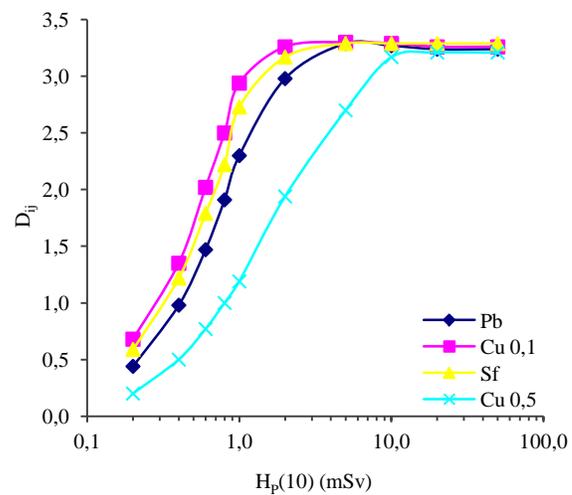
**Figura 41A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia W200-137 keV(-S)**



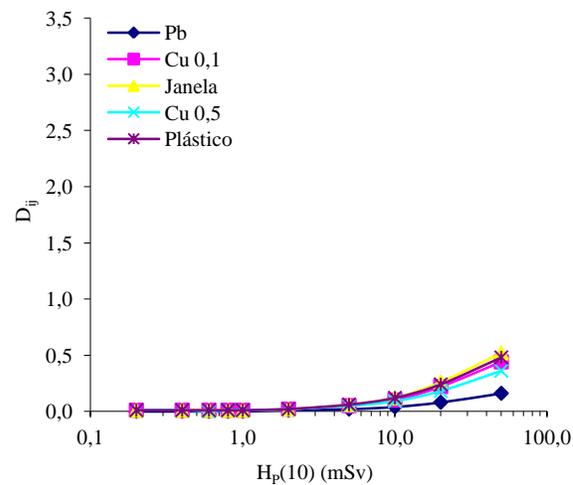
**Figura 42 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia N200-164 keV(+S)**



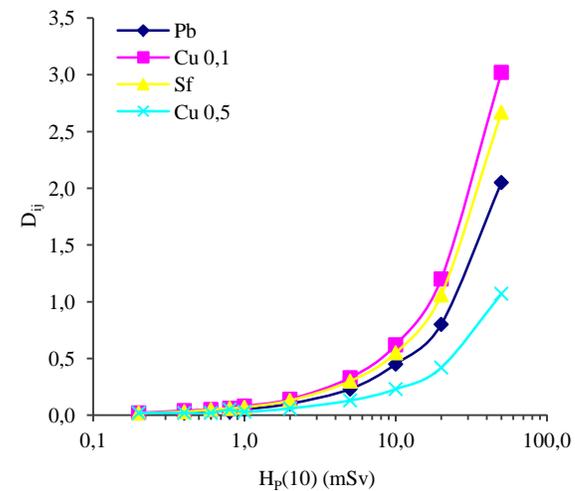
**Figura 42A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia N200-164 keV(+S)**



**Figura 43 – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE1 para a energia N200-164 keV(-S)**



**Figura 43A – Dij em função do  $H_p(10)$  no AE2 para a energia N200-164 keV(-S)**



As curvas das Figuras de 28 a 43 e de 28A a 43A quando comparadas foi verificado que:

1. Para as energias de 45 keV, 48 keV e 57 keV, respectivamente, Figuras de 28 a 33 (AE1) e de 28A a 33A (AE2) – comportamentos similares foram obtidos nas três energias quanto à: Densidades ópticas de saturação para (+S) que apresentaram aproximadamente o mesmo valor, entre 3,0 a 3,5, para todos os filtros estudados; Os dados da Tabela 6 apresentam o comportamento da curva característica quanto a região linear dos filmes dosimétricos nos AE1 e AE2 para energias de 45 a 57 keV.

**Tabela 6 – Região linear dos filmes dosimétricos nos AE1 e AE2 (+S)**

Energia (keV)	Arranjo	Filtro	Região linear - Dose (mSv)
45 a 57	AE1	Cu 0,5	0,6 a 5,0
	AE2		0,4 a 5,0
45	AE1		2,0 a 50,0
	AE2		0,2 a 0,6
48	AE1	Pb	5,0 a 50,0
	AE2		0,2 a 1,0
57	AE1		2,0 a 20,0
	AE2		0,2 a 0,8

No AE1 (+S) a região linear para os filtros de Cu 0,5 e Pb apresentam-se bem mais ampliadas que no AE2 (+S), entretanto no AE1 (-S) apenas a partir de 20 mSv é que inicia a região linear, enquanto que no AE2 (-S) a região linear apresenta-se bem mais ampliada com valores a depender de cada filtro.

2. Para a energia de 83 keV, respectivamente, Figuras 34 e 35 (AE1) e 34A e 35A (AE2): No AE1 (+S) a região linear para o filtro Pb foi de 2,0 a 20,0 mSv e para os demais filtros de 0,6 a 2,0 mSv, enquanto que no AE2 (+S) a região linear para todos os filtros foi entre 0,2 e 0,6 mSv, havendo diminuição da região; No AE1 (-S) para todas as doses não atingiu a região linear, enquanto que para o AE2 atingiu entre 10,0 e 50,0 mSv, havendo portanto região para análise de dose no AE2 e não no AE1. Seria necessário aumentar a dose de radiação para acima de 50,0 mSv, no caso do AE1 (-S) para obter uma região linear, entretanto não foi realizado porque doses maiores exigiriam tempos maiores de irradiação, o que ocasionaria desgaste desnecessário ao aparelho de raios X.

3. Para as energias de 104 keV, 118 keV, 137 keV e 164 keV, respectivamente Figuras de 36 a 43 (AE1) e de 36A a 43A (AE2) – comportamentos similares foram obtidos nas quatro energias quanto à: Densidades ópticas de saturação para (+S) apresentaram aproximadamente o mesmo valor, entre 3,0 a 3,5, para todos os filtros estudados; Os dados da Tabela 7 apresentam o comportamento da curva característica quanto a região linear dos filmes dosimétricos nos AE1 e AE2 para energias de 104 a 164 keV.

**Tabela 7 – Região linear dos filmes dosimétricos nos AE1 e AE2 (+S)**

Energia (keV)	Arranjo	Filtro	Região linear - Dose (mSv)
104 a 164	AE1	Pb	4,0 a 20,0
	AE2		0,4 a 1,0
104 a 164	AE1	Cu 0,5	1,0 a 5,0
104			0,6 a 10,0
118	AE2	Cu 0,5	0,2 a 2,0
137 e 164			0,6 a 5,0

No AE1 (+S) a região linear para o filtro Pb foi de 4,0 a 20,0 mSv, enquanto que no AE2 (+S) passou a ser de 0,4 a 1,0 mSv, havendo uma redução na região; No AE1 (+S) a região linear para o filtro Cu 0,5 foi de 1,0 a 5,0 mSv, enquanto que no AE2 (+S) teve comportamento conforme Tabela 7, onde observa-se que houve ampliação da região linear nas energias de 104, 137 e 164 keV; No AE1 (-S) para todas as doses não atingiu a região linear, enquanto que para o AE2 atingiu entre 10,0 e 50,0 mSv.

4. Para o AE2 (+S) nas energias de 45 até 83 keV e filtros Cu 0,1, Pb e sem filtro (Sf) observam-se que as densidades ópticas, em sua maioria, encontram-se na região de saturação; Nas energias de 104 até 164 keV, para estes mesmos filtros, a partir de 1,0 mSv as densidades ópticas encontram-se na região de saturação. Em decorrência deste fato se faz necessário utilizar o recurso das leituras das densidades ópticas nas películas (-S) para analisar as doses.

No AE2 o dosímetro permanece posicionado abaixo de 10 mm de material de “tecido equivalente” e devido ao elevado número atômico do filme dosimétrico há maior probabilidade de interação da radiação ionizante com a matéria, nas baixas energias, por o efeito fotoelétrico. Essa é a posição ideal para se avaliar a dose por ser a posição de equilíbrio eletrônico e,

consequentemente, onde se obtém a dose máxima. Os dosímetros, nesta posição, são mais sensibilizados devido à contribuição da radiação espalhada. Desta forma, quando comparamos as curvas obtidas no AE1 com as no AE2, as mesmas não apresentam concordâncias, justificadas pelas implicações da geometria dos arranjos quanto ao posicionamento dos dosímetros em locais distintos.

No Apêndice A observa-se claramente que para uma mesma dose  $H_p(10)$ , por exemplo  $H_p(10) = 1$  mSv, em energias das fontes de  $^{60}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$ , a  $D_{ij}$  sob cada filtro  $j$  quase não sofre variações, tanto para as (+S) como para as (-S) e em ambos os arranjos experimentais. Enquanto que para os raios X, a  $D_{ij}$  modifica-se de um filtro para outro e a depender do arranjo experimental utilizado e para emulsões (+S) ou (-S). Isso ocorre devido à alta dependência energética do filme para baixas energias. O uso dos filtros (com espessuras e materiais diferentes) entre a fonte de radiação e o filme, junto com a otimização das respostas das densidades ópticas, permite avaliar a dose e a energia à qual o filme foi exposto.

## 4.2 A Programação Linear (PL) para avaliação da dose $H_p(10)$

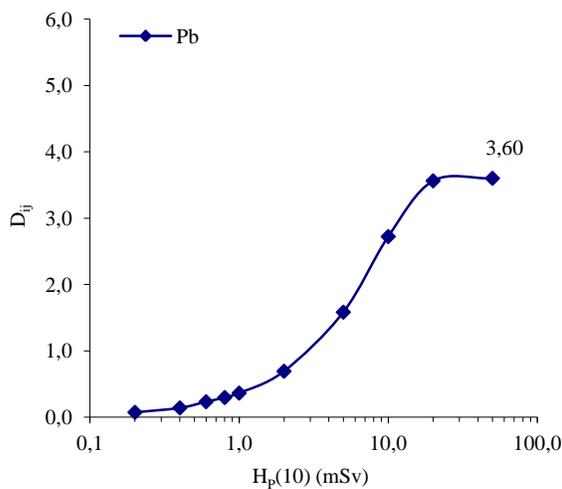
A partir das curvas características discutidas no item anterior foram calculadas curvas de Dose Aparente em função de  $H_p$  para as energias estudadas, utilizando o algoritmo KCALC desenvolvido pelo IPEN e adaptado para uso neste trabalho. Para isso, conforme apresentado no item 2.6.3, a PL foi utilizada, através do método Simplex a fim de maximizar, neste caso, o ponto superior extremo da região linear de uma curva característica, previamente escolhida como referência para as demais curvas, a fim de simplificar as comparações. Desta forma, a função objetivo foi maximizada e obtida a ampliação da região de interesse para dosimetria fotográfica, que é a região linear da curva característica, consequentemente ampliando a região de avaliação das doses. Neste trabalho, a função objetiva é maximizar  $f(x)$ , onde  $f(x)$  para o AE1 é a equação  $D_{ij} = 3,60(1 - e^{-0,07H_p})$  e para o AE2 é equação  $D_{ij} = 3,18(1 - e^{-0,03H_p})$ , com as seguintes restrições  $g(x)$  que são as densidades óticas de saturação,  $g(x) \leq 3,60$  para o AE1 e  $g(x) \leq 3,18$  para o AE2.

Para os AE1 e AE2, suas curvas de referência, previamente escolhidas, foram as curvas do  $^{60}\text{Co}$  para o filtro de chumbo, nas emulsões mais e menos sensíveis. Essas curvas são escolhidas devido ao fato de que nessa região, a resposta do dosímetro é praticamente

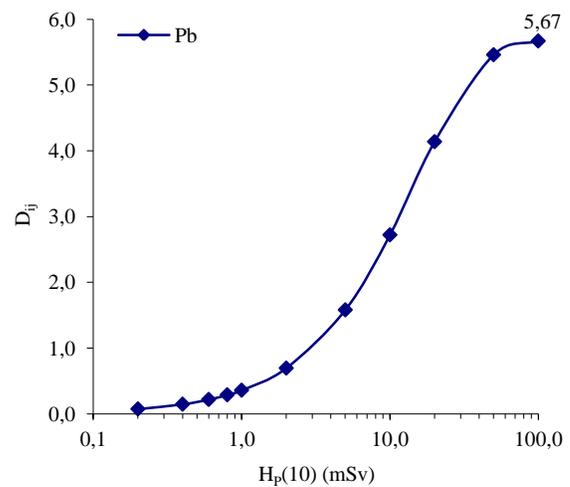
independente da energia. A partir delas todas as demais curvas, para cada arranjo, foram normalizadas para facilitar as comparações.

A seguir são apresentadas nas Figuras 44 e 45, as curvas de referência previamente escolhidas e nas Figuras 44A a 45A, as curvas obtidas com o Simplex, pela maximização do ponto extremo, onde se observa a ampliação da região de interesse para dosimetria. A região de interesse nestas figuras tem como ponto superior extremo: na Figura 44 o ponto de  $D_{ij} = 3,60$ ; na Figura 44A o ponto passou a ser de  $D_{ij} = 5,67$ ; na Figura 45 o ponto de  $D_{ij} = 3,18$ , na Figura 45A o ponto passou a ser de  $D_{ij} = 9,00$ . É importante observar que com o AE2 houve uma ampliação da região de interesse em mais de 50%, ponto positivo para a dosimetria fotográfica por ampliar a região de análise das doses.

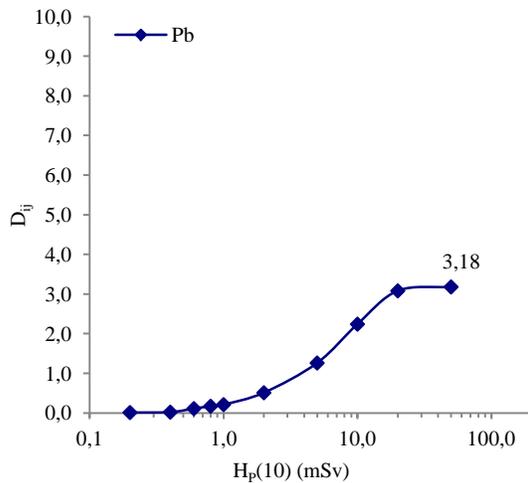
**Figura 44 – Curva de referência do AE1 para a energia 1250 keV(+S) e Pb**



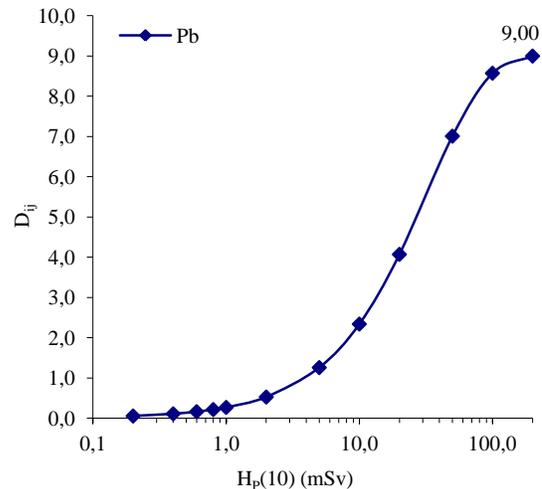
**Figura 44A – Curva região de interesse ampliada - AE1 para a energia 1250 keV(+S) e Pb**



**Figura 45 – Curva de referência do AE2 para a energia 1250 keV(+S) e Pb**



**Figura 45A–Curva região de interesse ampliada-AE2 para a energia 1250 keV(+S) e Pb**



A partir das curvas de região de interesse ampliadas foram obtidas as equações, conforme o modelo proposto por Borasi.

Para o AE1, a equação 10:

$$D_{ij} = 5,67(1 - e^{-0,07 \times H_p}) \quad (10)$$

Para o AE2, a equação 11:

$$D_{ij} = 9,00(1 - e^{-0,03 \times H_p}) \quad (11)$$

Nas Tabelas 8 e 9 são apresentados os valores das densidades ópticas líquidas linearizadas “ $D_{ij}$ ” e ajustadas em função da dose  $H_p$  dos filmes irradiados com  $^{60}\text{Co}$ , respectivamente, para o AE1 e para o AE2. É importante observar que apesar de tanto para o AE1, quanto para o AE2, a densidade óptica de saturação ocorre a partir da dose  $H_p(10) = 20$  mSv, para o AE2 as  $D_{ij}$  ajustadas são mais altas, deste modo, ampliando a região de interesse. E isso é um ponto positivo para o AE2, porque permite a avaliação de doses mais altas.

**Tabela 8 – Densidade óptica em função do equivalente de dose pessoal  $H_P$  utilizando o modelo proposto por Borasi para o AE1**

$H_P$	$D_{ij}$ obtidos	$D_{ij}$ ajustadas
0,2	0,07	0,07
0,4	0,14	0,15
0,6	0,23	0,22
0,8	0,29	0,29
1,0	0,36	0,36
2,0	0,69	0,69
5,0	1,58	1,58
10,0	2,72	2,72
<b>20,0</b>	<b>3,56</b>	<b>4,14</b>
<b>50,0</b>	<b>3,60</b>	<b>5,46</b>
<b>100,0</b>	<b>3,60</b>	<b>5,67</b>
<b>200,0</b>	<b>3,60</b>	<b>5,68</b>

**Tabela 9 – Densidade óptica em função do equivalente de dose pessoal  $H_P$  utilizando o modelo proposto por Borasi para o AE2**

$H_P$	$D_{ij}$ obtidos	$D_{ij}$ ajustadas
0,2	0,01	0,05
0,4	0,02	0,11
0,6	0,11	0,16
0,8	0,17	0,21
1,0	0,21	0,27
2,0	0,51	0,53
5,0	1,26	1,26
10,0	2,24	2,34
<b>20,0</b>	<b>3,08</b>	<b>4,07</b>
<b>50,0</b>	<b>3,18</b>	<b>7,01</b>
<b>100,0</b>	<b>3,18</b>	<b>8,57</b>
<b>200,0</b>	<b>3,18</b>	<b>9,02</b>

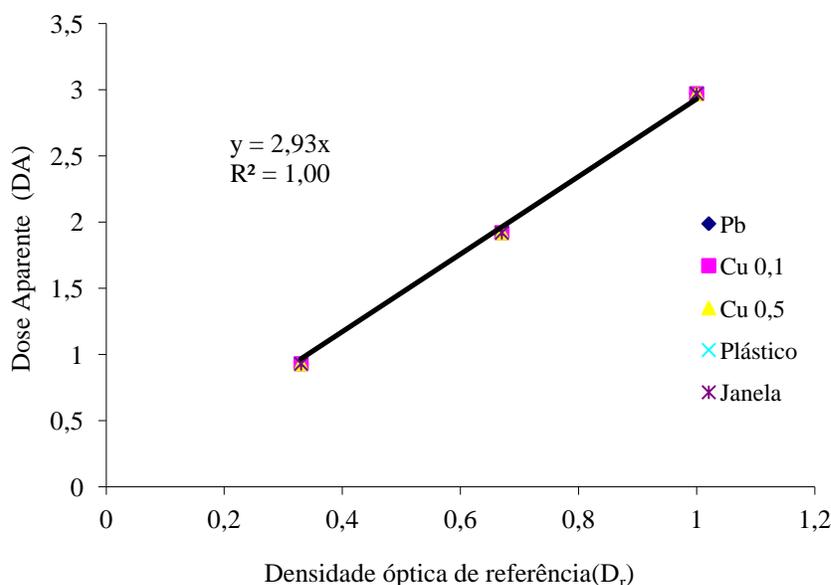
Por meio de um ajuste linear calculou-se, por interpolação, as Doses Aparentes (DA's). As Doses Aparentes foram relacionadas às densidades ópticas de referência. Tais densidades ópticas foram utilizadas como referência para a normalização das demais curvas características para todos os filtros e energias.

Nas Tabelas 10 e 11, e Figuras 46 e 47, para respectivamente as películas de emulsão mais e menos sensível, são apresentados os valores e as curvas de Doses Aparentes (DA) em função das densidades ópticas de referência ( $D_r$ ), na região linear, para AE1.

**Tabela 10- Dose aparente (DA) em função das densidades ópticas de referência ( $D_r$ ), na região linear, para o AE1 (emulsão mais sensível)**

$D_r$	DA sob os filtros de: Ja; Pl; Cu 0,1; Cu 0,5 e Pb
0,33	0,93
0,67	1,92
1,00	2,97

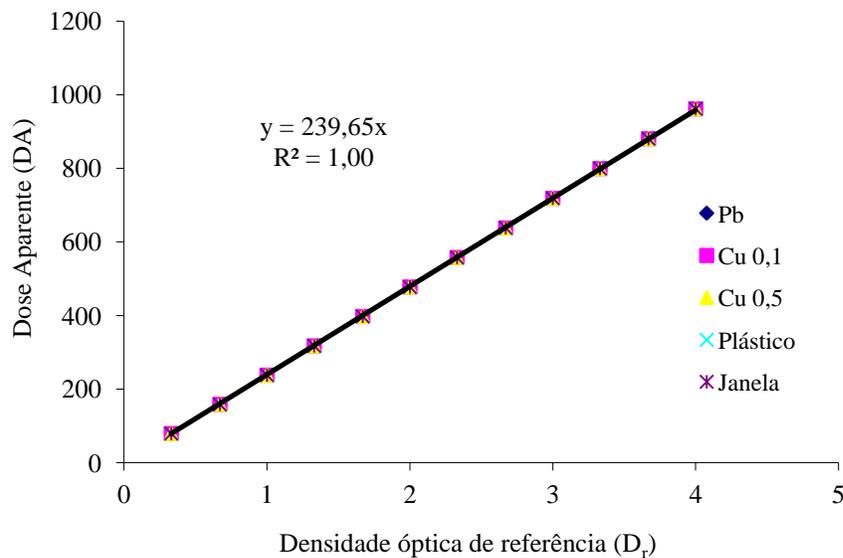
**Figura 46 - Dose aparente (DA) sob filtros: Ja; Pl; Cu 0,1; Cu 0,5 e Pb em função da  $D_r$ , na região linear, para o AE1 – emulsão mais sensível**



**Tabela 11 - Dose aparente (DA) em função das densidades ópticas de referência ( $D_r$ ), na região linear, para o AE1 (emulsão menos sensível)**

$D_{ij}$	DA sob os filtros de: Ja; Pl; Cu 0,1; Cu 0,5 e Pb
0,33	79,09
0,67	158,37
1,00	237,84
1,33	317,50
1,67	397,35
2,00	477,39
2,33	557,62
2,67	638,05
3,00	718,67
3,33	799,49
3,67	880,50
4,00	961,71

**Figura 47 - Dose aparente (DA) sob filtros: Ja; Pl; Cu 0,1; Cu 0,5 e Pb em função da  $D_r$ , na região linear, para o AE1 – emulsão menos sensível**

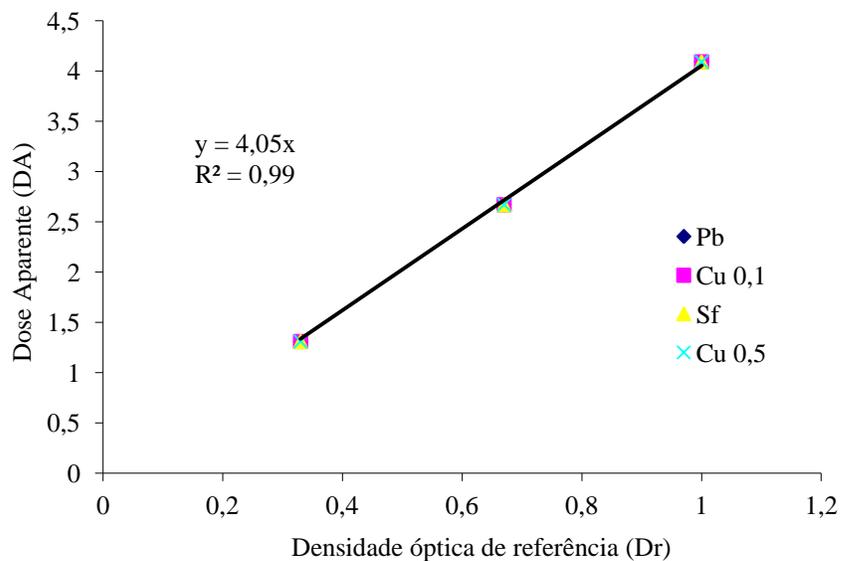


Nas Tabelas 10A e 11A, e Figuras 46A e 47A, para respectivamente as películas de emulsão mais e menos sensível, são apresentados os valores e as curvas de Doses Aparentes (DA) em função das densidades ópticas de referência ( $D_r$ ), na região linear, para AE2.

**Tabela 10A- Dose aparente (DA) em função das densidades ópticas de referência ( $D_r$ ), na região linear, para o AE2 (emulsão mais sensível)**

$D_r$	DA sob os filtros de:	
	Sf; Cu 0,1; Cu 0,5 e Pb	
0,33		1,31
0,67		2,67
1,00		4,09

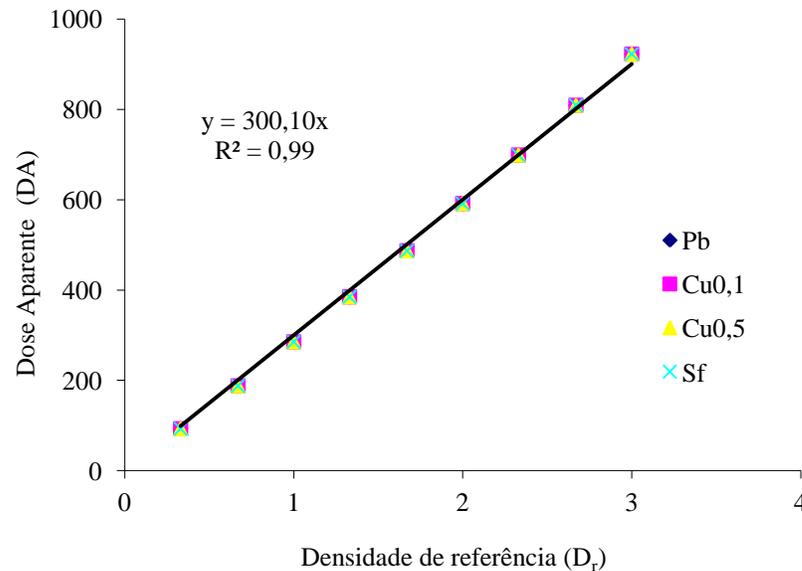
**Figura 46A - Dose aparente (DA) sob filtros: Sf; Cu 0,1; Cu 0,5 e Pb em função da Dr, na região linear, para o AE2 – emulsão mais sensível**



**Tabela 11A - Dose aparente (DA) em função das densidades ópticas de referência (Dr), na região linear, para o AE2 (emulsão menos sensível)**

$D_{ij}$	DA sob os filtros de: Sf; Cu 0,1; Cu 0,5 e Pb
0,33	92,92
0,67	187,97
1,00	285,26
1,33	384,89
1,67	486,98
2,00	591,65
2,33	669,04
2,67	809,29
3,00	922,55

**Figura 47A - Dose aparente (DA) sob filtros Sf; Cu 0,1; Cu 0,5 e Pb em função da  $D_r$ , na região linear, para o AE2 – emulsão menos sensível**



As demais curvas de densidade óptica líquida  $D_{ij}$  em função do equivalente de dose pessoal  $H_P(10)$  de todos os filtros e energias também foram ajustadas, usando o modelo Borasi, e suas respectivas equações foram calculadas. A seguir, os valores das densidades ópticas de referência ( $D_r$ ) foram substituídos nessas equações para todos os filtros e energias, obtendo assim o modelo linearizado para cada filtro e energia. A partir dessa substituição, os  $H_P$ 's, agora ajustados, foram relacionados às respectivas Doses Aparentes e obtidas as curvas de Dose Aparente em função de  $H_P$  ( $DA \times H_P$ ) para cada filtro e energia.

Os coeficientes angulares ( $K_{ij}$ ) das curvas  $DA \times H_P$ , para todas as energias e filtros estudados foram calculados e normalizados para o coeficiente angular ( $K_{ij}$ ) da curva de referência (onde  $j = Pb$  e  $i = {}^{60}Co$ ) conforme Tabelas 12 e 13, para emulsões mais e menos sensível, respectivamente, para o AE1 e Tabelas 12A e 13A, para emulsões mais e menos sensível, respectivamente, para o AE2.

**Tabela 12 - Coeficientes angulares  $K_{ij}$  normalizados para o  $K_{ij}$  do Pb em 1250 keV (emulsão mais sensível – AE1)**

Energia (keV)	$K_{ij}$ (Ja)	$K_{ij}$ (Pl)	$K_{ij}$ (Cu 0,1)	$K_{ij}$ (Cu 0,5)	$K_{ij}$ (Pb)
1250	0,64	0,81	0,72	0,66	<b>1,00</b>
662	0,68	0,67	0,62	0,59	0,74
164	1,46	1,46	1,38	1,18	0,53
137	2,13	2,19	1,96	1,60	0,59
118	2,64	2,71	2,45	2,14	0,55
104	4,20	3,92	3,39	2,66	0,60
83	5,28	5,53	4,68	3,44	0,64
57	9,87	10,57	6,77	4,06	0,56
48	10,01	12,47	8,23	2,96	0,43
45	13,34	13,06	9,17	2,46	0,41

**Tabela 13 - Coeficientes angulares  $K_{ij}$  normalizados para o  $K_{ij}$  do Pb em 1250 keV (emulsão menos sensível – AE1)**

Energia (keV)	$K_{ij}$ (Ja)	$K_{ij}$ (Pl)	$K_{ij}$ (Cu 0,1)	$K_{ij}$ (Cu 0,5)	$K_{ij}$ (Pb)
1250	0,41	0,46	0,45	0,44	<b>1,00</b>
662	0,49	0,48	0,48	0,45	0,51
164	1,17	1,15	1,03	0,84	0,37
137	1,80	1,77	1,55	1,33	0,47
118	2,16	2,14	2,02	1,80	0,49
104	2,90	2,93	2,65	2,03	0,47
83	4,82	4,69	4,13	2,99	0,63
57	7,86	8,17	6,16	3,30	0,59
48	10,76	10,89	7,09	2,93	0,76
45	8,38	10,06	5,86	2,44	0,62

**Tabela 12A - Coeficientes angulares  $K_{ij}$  normalizados para o  $K_{ij}$  do Pb em 1250 keV (emulsão mais sensível – AE2)**

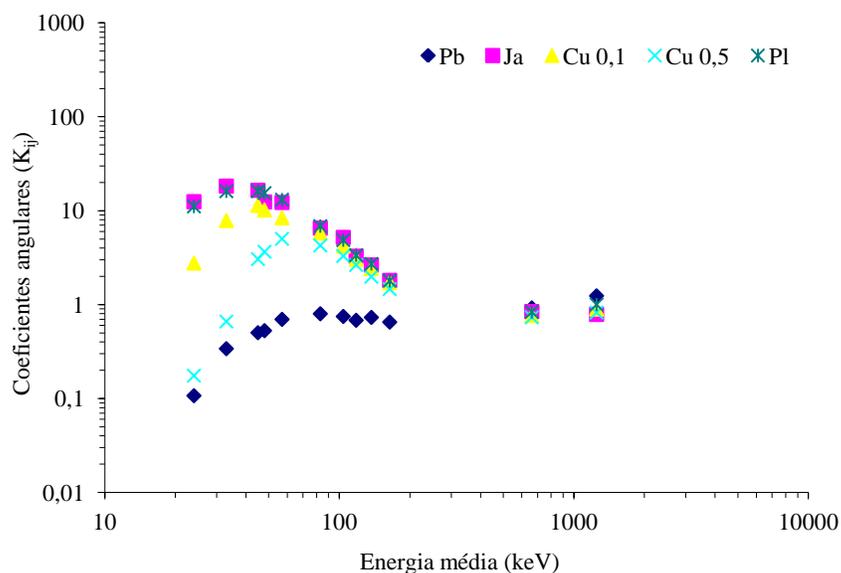
Energia (keV)	$K_{ij}$ (Sf)	$K_{ij}$ (Cu 0,1)	$K_{ij}$ (Cu 0,5)	$K_{ij}$ (Pb)
1250	0,19	0,19	0,16	<b>1,00</b>
662	0,15	0,16	0,15	0,14
164	1,66	1,82	0,44	1,75
137	1,66	1,82	0,44	1,18
118	3,82	5,26	1,39	3,38
104	3,94	3,80	0,86	2,97
83	9,16	7,79	12,96	11,03
57	9,95	13,46	0,76	3,72
48	10,57	13,78	0,58	2,64
45	10,40	7,21	1,79	6,18

**Tabela 13A - Coeficientes angulares  $K_{ij}$  normalizados para o  $K_{ij}$  do Pb em 1250 keV (emulsão menos sensível – AE2)**

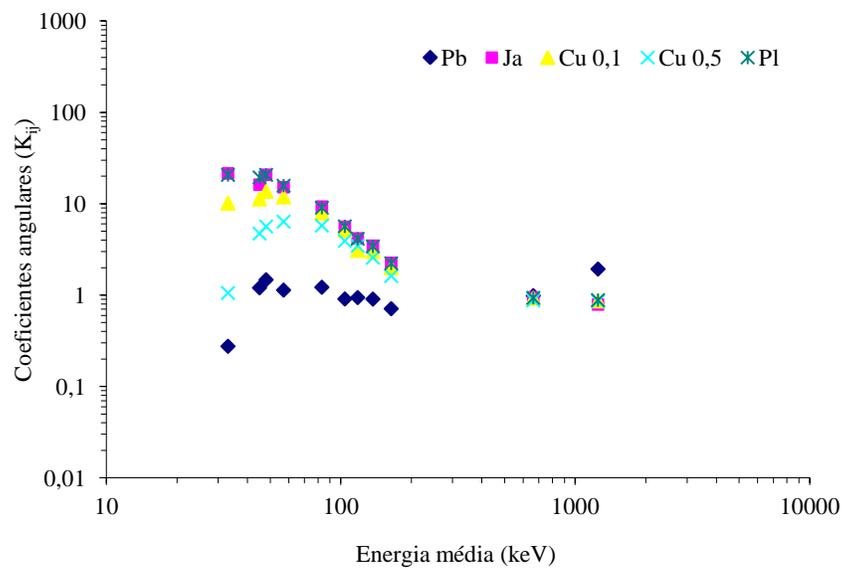
Energia (keV)	$K_{ij}$ (Sf)	$K_{ij}$ (Cu 0,1)	$K_{ij}$ (Cu 0,5)	$K_{ij}$ (Pb)
1250	0,38	0,38	0,41	<b>1,00</b>
662	0,42	0,43	0,43	0,38
164	4,45	4,93	2,04	3,89
137	4,38	4,81	1,43	3,87
118	9,42	10,11	2,76	7,76
104	9,31	9,99	2,24	6,34
83	18,77	16,27	9,52	2,79
57	27,15	32,65	2,69	11,29
48	26,24	32,33	2,31	9,41
45	61,67	65,35	6,58	23,40

A partir dos coeficientes angulares ( $K_{ij}$ ) foram obtidas curvas normalizadas e linearizadas em termos da Dose Aparente em função da energia, conforme Figuras 48 e 49, para respectivamente, a película de emulsão mais e menos sensível, para o AE1. E Figuras 48A e 49A, para respectivamente, a película de emulsão mais e menos sensível, para o AE2.

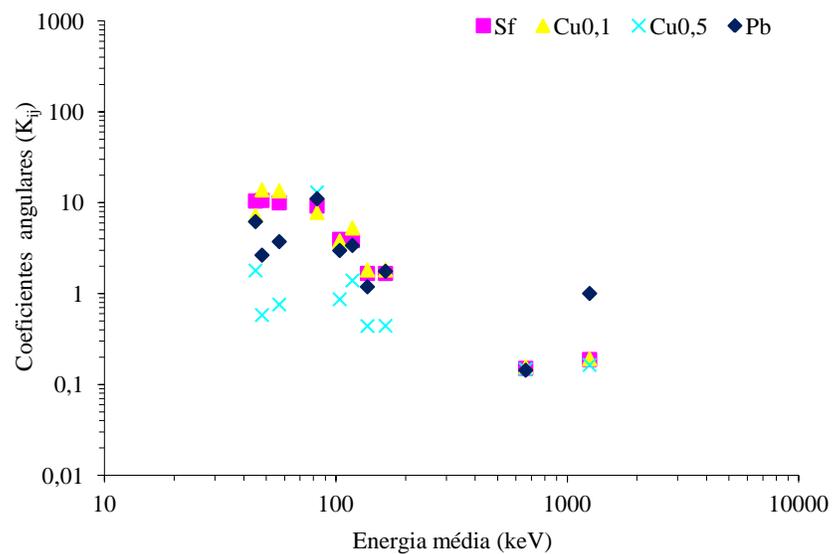
**Figura 48 - Curva coeficientes angulares de cada filtro em função da energia (+S) e AE1**



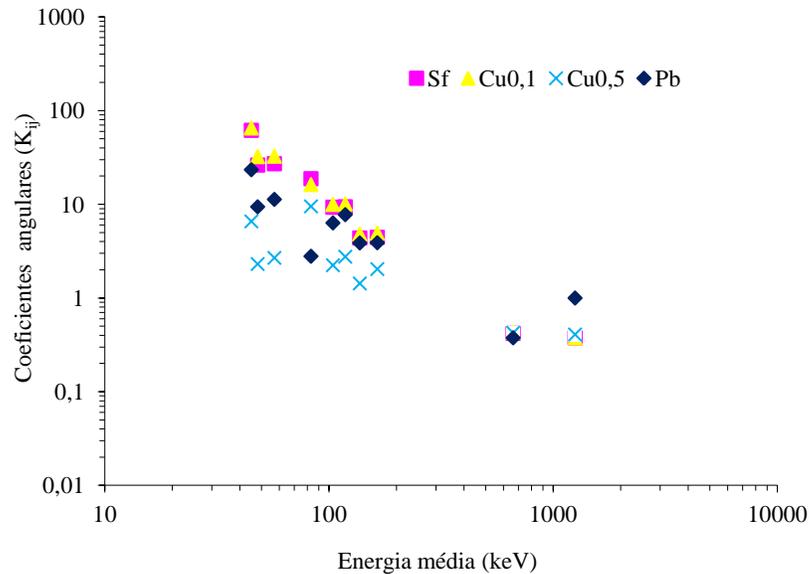
**Figura 49 - Curva coeficientes angulares de cada filtro em função da energia (-S) e AE1**



**Figura 48A - Curva coeficientes angulares de cada filtro em função da energia (+S) e AE2**



**Figura 49A - Curva coeficientes angulares de cada filtro em função da energia (-S) e AE2**



De acordo com os gráficos das Figuras 48 e 49 e das Figuras 48A e 49A observa-se claramente que na faixa de energia de raios-X utilizadas neste trabalho, o comportamento das curvas tanto nas películas de emulsão mais sensível como na menos sensível, quando utilizado o AE2, apresentaram valores dos coeficientes angulares em um comportamento aleatório e com valores distintos, enquanto que para o AE1 o comportamento dos valores dos coeficientes angulares apresentaram uma tendência de decréscimo uniforme com o aumento da energia, a depender do filtro utilizado. A justificativa para essa variação acentuada destes coeficientes nas baixas energias é decorrente do fato de no AE2, o dosímetro estar inserido em uma geometria de irradiação que é submetida a influência do espalhamento e absorção da radiação, bem como, por estar na posição de obtenção do equilíbrio eletrônico do sistema dosimétrico.

### **4.3 A avaliação das doses $H_p(10)$ a partir das densidades ópticas obtidas**

Baseados nos valores dos coeficientes angulares ( $K_{ij}$ ) referidos no item anterior e utilizando o método de combinação linear sobre esses elementos foram calculados um conjunto gerador de soluções para avaliação das doses  $H_p(10)$ , utilizando o algoritmo COMB desenvolvido

pelo IPEN. O conjunto gerador de soluções consiste em coeficientes  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $\alpha_3$ ,  $\alpha_4$  e  $\alpha_5$  referentes a cada filtro, onde  $\alpha_1$  associado ao filtro de plástico;  $\alpha_2$  ao filtro de cobre 0,1 mm;  $\alpha_3$  ao filtro de cobre 0,5 mm;  $\alpha_4$  ao filtro de chumbo;  $\alpha_5$  a janela, sendo esses considerados para o AE1. E os coeficientes  $\alpha_{1A}$ ,  $\alpha_{2A}$ ,  $\alpha_{3A}$  e  $\alpha_{4A}$  para o AE2, onde  $\alpha_{1A}$  associada à região sem filtro;  $\alpha_{2A}$  ao filtro de cobre 0,1 mm;  $\alpha_{3A}$  ao filtro de cobre 0,5 mm;  $\alpha_{4A}$  ao filtro de chumbo.

Utilizando a sigla  $H_{Pa}$  que se refere ao equivalente de dose pessoal a ser avaliado e através das equações 12 e 13, respectivamente, referentes ao AE1 e ao AE2, as doses ( $H_{Pa}$ ) podem ser obtidas para cada energia:

$$H_{Pa}(mSv) = (\alpha_1 D_{ij-Pi} + \alpha_2 D_{ij-Cu0,1} + \alpha_3 D_{ij-Cu0,5} + \alpha_4 D_{ij-Pb} + \alpha_5 D_{ij-Ja}) \times K \quad (12)$$

$$H_{Pa}(mSv) = (\alpha_{1A} D_{ij-Sf} + \alpha_{2A} D_{ij-Cu0,1} + \alpha_{3A} D_{ij-Cu0,5} + \alpha_{4A} D_{ij-Pb}) \times K \quad (13)$$

onde o K de cada equação 12 e 13, é o coeficiente angular da reta DA em função de  $D_r$  referentes ao AE1 e ao AE2, respectivamente.

O conjunto de todas as soluções obtidas pelas equações 12 e 13 é chamado conjunto solução ou solução geral, entretanto cada elemento deste conjunto é, evidentemente uma solução e, quando conveniente é chamada de solução particular. Desta forma, um conjunto gerador de soluções é proveniente da combinação linear dos seus elementos, e através da otimização foram obtidas as melhores soluções para o sistema de avaliação das doses.

Para o AE1 a solução geral foi obtida utilizando os valores de:  $\alpha_1 = 0,05$ ,  $\alpha_2 = -0,11$ ,  $\alpha_3 = 0,07$ ,  $\alpha_4 = 0,85$  e  $\alpha_5 = 0,05$ . Diferentemente para o AE2, não foi obtida uma solução geral para o sistema de medidas e sim um conjunto solução, isso devido à variação dos valores dos  $K_{ij}$ , conforme apresentados nas Figuras 49A e 50A, principalmente para as baixas energias. Assim sendo, com base nos  $\alpha_{1A} = 0,07$ ,  $\alpha_{2A} = -0,14$ ,  $\alpha_{3A} = -0,37$  e  $\alpha_{4A} = 0,50$  para o AE2, e a partir da referida equação 13, diversas combinações lineares foram realizadas e a partir de ajustes na equação 13 foram avaliadas as doses  $H_p(10)$ , sendo necessário dispensar e/ou combinar regiões de densidades ópticas de alguns filtros para encontrar as melhores soluções para o sistema de medidas.

Com o objetivo de testar o método utilizado para a avaliação das doses submetidas aos arranjos experimentais utilizados neste trabalho foram realizadas comparações das doses reais

( $H_{Pr}$ ) ou “doses nominais” com as doses avaliadas ( $H_{Pa}$ ) ou “doses esperadas”. No Apêndice B são apresentados as Tabelas B1 e B2 para o AE1 e as Tabelas B1A e B2A para o AE2, respectivamente para emulsões mais e menos sensíveis. Com base nas equações 12 e 13 e nos coeficientes  $\alpha_n$ , descritos anteriormente para cada arranjo, AE1 e AE2, foram calculados os equivalentes de doses a serem avaliados ( $H_{Pa}$ ) a fim de compará-los com os equivalentes de dose reais ( $H_{Pr}$ ), respectivamente, para as emulsões mais e menos sensíveis.

Na dosimetria fotográfica, para avaliação das doses,  $H_{Pa}$ , espera-se uma precisão de  $\pm 20\%$  a até  $\pm 50\%$  do valor real (BECKER, 1966). Na prática, todavia, observaram-se erros percentuais bem menores do que os esperados, conforme Tabelas B1, B2, B1A e B2A (Apêndice B).

Na Tabela B1, referente ao AE1, nas películas de emulsão mais sensível, o erro médio mínimo encontrado foi de 1,6% e o máximo foi de 10%, exceto para a energia de 662 keV onde o erro médio máximo foi de 17,1%, estando dentro dos limites pré-estabelecidos nas recomendações da ICRP 75 (1997); Enquanto que na Tabela B2, também referente ao AE1, nas películas de emulsão menos sensível, o erro médio máximo encontrado na avaliação das doses foi de 7,4%, independente do valor da energia.

Na Tabela B1A, referente ao AE2, nas películas de emulsão mais sensível, independente do valor da energia, o erro médio mínimo encontrado foi de 1,3%, portanto menor do que com o AE1, entretanto o erro médio máximo encontrado foi de 35,6%, desta forma, quando comparado com os erros encontrados para o AE1 observa-se que os valores das doses mesmo sendo compatíveis com o esperado, sofreram substancial diminuição em termos de precisão. Um fato a ser destacado é que mais medidas puderam ser avaliadas e elas permaneceram dentro dos limites estabelecidos. Quanto à emulsão menos sensível, na Tabela B2A, o erro médio mínimo encontrado na avaliação das doses foi de 0,5% e o máximo de 31,3%. Novamente, quando comparado com os erros encontrados para o AE1 observa-se o mesmo comportamento de diminuição em termos de precisão.

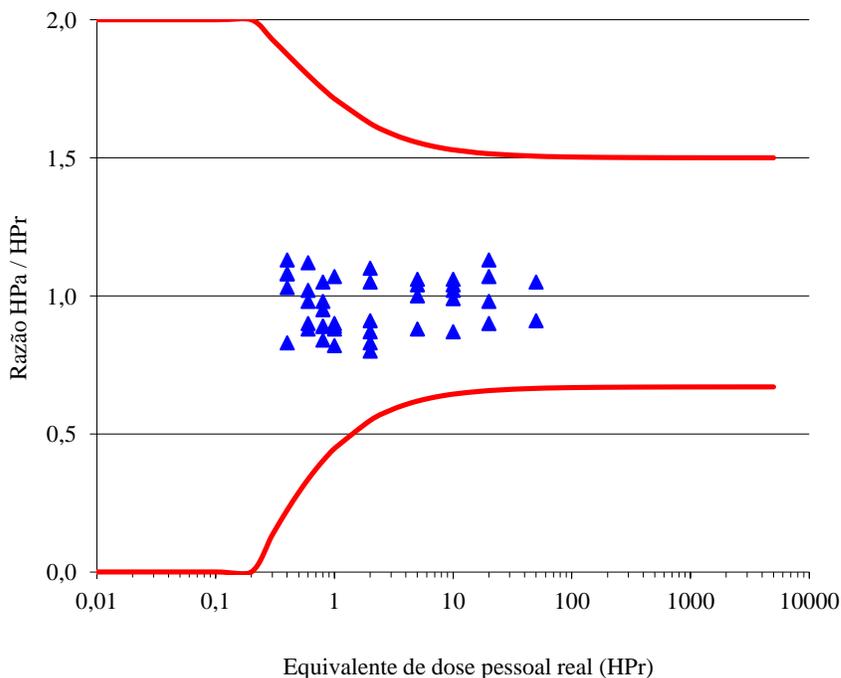
Apesar dos resultados revelarem que no AE2 houve uma diminuição em termos de precisão na avaliação das doses, isto não significa que está incorreta a avaliação. Esse fato era esperado, visto que a geometria de irradiação do AE2 tem contribuição da radiação espalhada, que modifica o espectro da radiação proveniente da fonte. É importante destacar que a dosimetria

realizada com o AE2 reflete uma condição mais real do que com AE1. Quando os dois métodos foram comparados entre si, o máximo desvio encontrado foi de 19,1%.

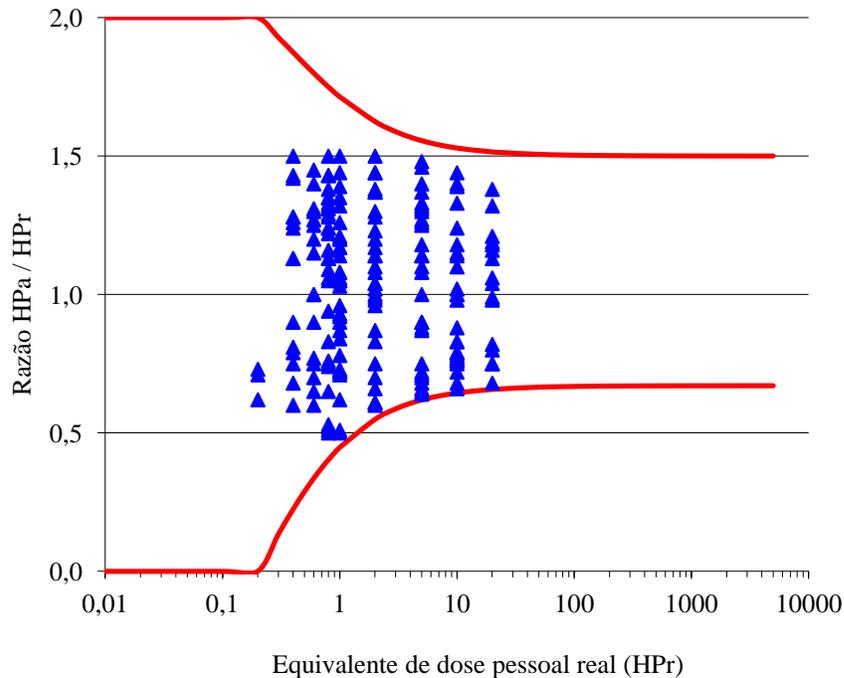
Outro ponto positivo observado é que a avaliação dosimétrica com o AE2 pode ser útil para a realização de ensaios em que se deseje, por exemplo, estudar a dependência energética destes simuladores, onde a exata comparação não é tão importante, sendo sua estimativa apenas uma referência para este tipo de teste. A dosimetria exata de acordo com padrões metrológicos poderá ser realizada com este simulador mediante algum processo de medida absoluta da radiação, ou seja, com a utilização de uma câmara  $H_p(10)$  no ponto de referência para depois substituí-la pelo AE2.

As curvas trombeta das Figuras 50 e 50A mostram as variações das medidas avaliadas, respectivamente para os AE1 e AE2. A linha em vermelho representa o parâmetro de aceitabilidade das medidas, obtida da curva trombeta. Apesar dos pontos apresentados na Figura 50A demonstrarem uma maior dispersão em torno da razão  $R = 1$  do que na Figura 50, todos eles estão dentro dos limites da trombeta, ou seja, estabelecidos e permitidos pela ICRP.

**Figura 50 - Razão de  $H_{Pa} / H_{Pr}$  em função de  $H_{Pr}$  – AE1**



**Figura 50A - Razão de  $H_{Pa} / H_{Pr}$  em função de  $H_{Pr}$  – AE2**



#### 4.4 A dependência angular do AE2

Foi realizado um estudo da dependência angular do AE2 para toda a faixa de energia utilizada neste trabalho, o mesmo foi submetido a uma dose  $H_p(10)$ , fixada em 10 mSv, foi colocado no ponto de teste do experimento, onde permaneceu na direção  $0^\circ$ , com incidência dos feixes de radiação ionizante perpendicular a sua face frontal. Posteriormente, o AE2 teve a sua posição modificada para as direções de  $30^\circ$  até  $300^\circ$ , entretanto permanecendo a direção de incidência dos feixes de radiação ionizante inalterada. Os dados obtidos estão apresentados no Apêndice C, nas Tabelas C1 até C8.

Os resultados obtidos apresentaram uma boa concordância para os ângulos estudados. As Tabelas C1, C3, C5 e C7 apresentam os dados das películas de emulsão menos sensível para, respectivamente, as regiões dos filtros Pb; Cu0,1; Sf e Cu0,5. Enquanto que as Tabelas C2, C4, C6 e C8 apresentam os dados das películas de emulsão mais sensível para as mesmas regiões.

A dose  $H_p(10)$  foi estabelecida para o valor de 10 mSv por estar no meio da região linear da curva característica do filme, região de interesse para dosimetria fotográfica. As Tabelas referidas acima foram separadas pela sensibilidade das películas e energias, pois para a dose  $H_p(10)$  de 10 mSv nas baixas energias as leituras de densidades ópticas foram efetuadas nas películas menos sensíveis, enquanto que nas energias do  $^{60}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$ , foram efetuadas nas películas mais sensíveis.

Em geral os comportamentos dos resultados das leituras de densidades ópticas para os ângulos de  $0^\circ$  até  $60^\circ$  para todos os filtros e nas baixas energias (Tabelas C1, C3, C5 e C7) foram bastantes similares. Quando comparadas as densidades ópticas para a posição do AE2 na direção  $0^\circ$  em relação as densidades ópticas em  $30^\circ$ , e posteriormente em  $60^\circ$ , seus valores foram sofrendo decréscimos. O contrário ocorreu nas energias do  $^{60}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$  (Tabelas C2, C4, C6 e C8) onde os valores foram sofrendo acréscimos até a posição  $60^\circ$ . De  $0^\circ$  até  $60^\circ$  o AE2 permaneceu com a face frontal voltada para o feixe de radiação ionizante.

Na posição  $90^\circ$ , o comportamento dos resultados das leituras de densidades ópticas foram também similares, e como esperado, o decréscimo das densidades ópticas foram ainda maiores, visto que para o feixe de radiação ionizante atingir o dosímetro, atravessa toda a parede lateral do AE2, além de que o dosímetro, nesta posição, estar sendo atingido pelos feixes, em sua espessura, ou seja, em  $90^\circ$  o AE2 permaneceu com a sua face lateral voltada para o feixe de radiação ionizante.

De  $120^\circ$  até  $300^\circ$  o comportamento dos resultados das leituras de densidades ópticas novamente foram similares, tanto para as baixas energias, como para as energias do  $^{60}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$ . De  $120^\circ$  até  $240^\circ$  o AE2 permaneceu com a sua face posterior voltada para o feixe de radiação ionizante e em  $300^\circ$  voltou a ter sua face frontal incidida pelo feixe.

As Figuras 51, 52, 53 e 54 apresentam como a densidade óptica ( $D_{ij}$ ) foi modificando com a mudança de posição do AE2 na direção de  $0^\circ$  a  $300^\circ$ , respectivamente para energias de 45 keV – filtro Cu 0,1 e (-S); 57 keV – filtro Cu 0,1 e (-S); 662 keV – filtro Pb e (+S); 1250 keV – filtro Pb e (+S).

Figura 51 –  $D_{ij}$  em função do ângulo de  $0^\circ$  até  $300^\circ$  (45 keV – filtro Cu 0,1 e (-S))

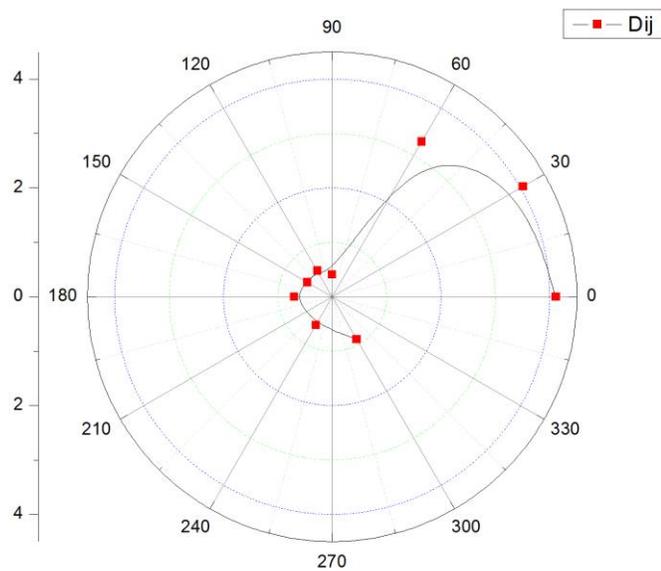
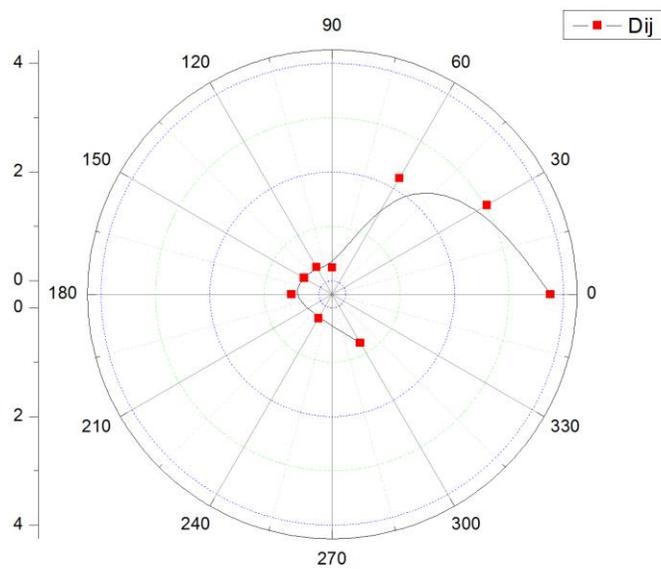
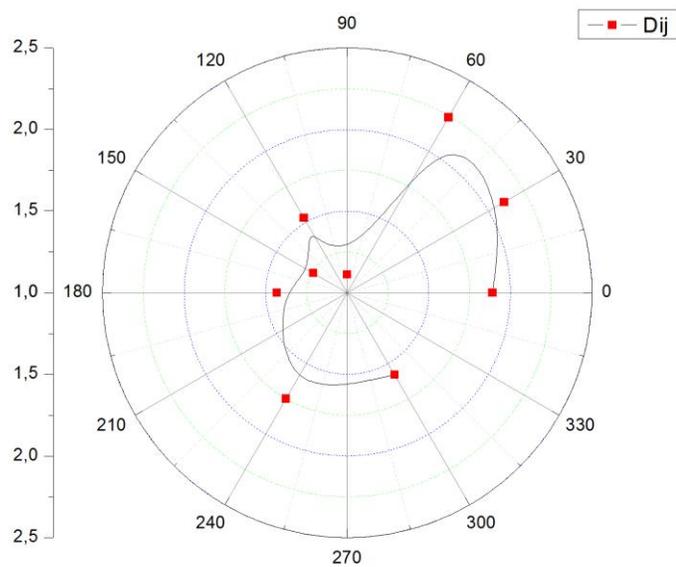
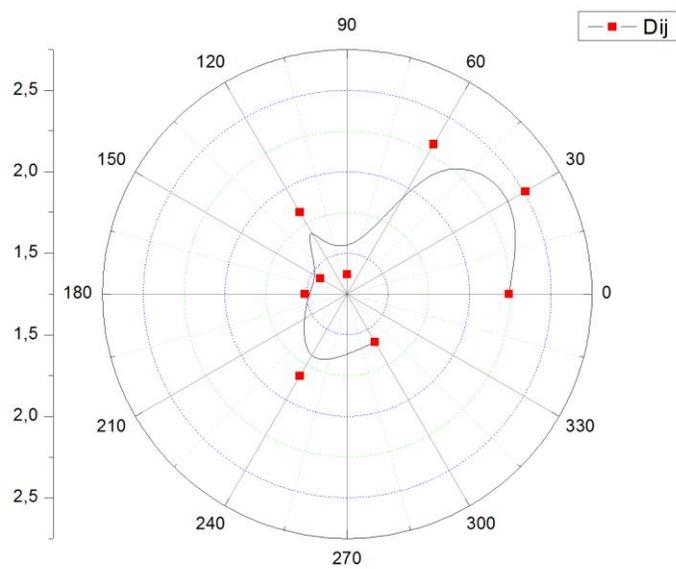


Figura 52 –  $D_{ij}$  em função do ângulo de  $0^\circ$  até  $300^\circ$  (57 keV – filtro Cu 0,1 e (-S))



**Figura 53 –  $D_{ij}$  em função do ângulo de  $0^\circ$  até  $300^\circ$  (662 keV – filtro Pb e (+S))****Figura 54 –  $D_{ij}$  em função do ângulo de  $0^\circ$  até  $300^\circ$  (1250 keV – filtro Pb e (+S))**

O comportamento da  $D_{ij}$  em função da variação da direção do AE2, em relação ao feixe de radiação ionizante, foi sendo alterado a depender da posição do AE2. Para fins de monitoração individual, este procedimento de mudança de direção do AE2 permitiu simular algumas das possíveis movimentações de um indivíduo em seu ambiente de trabalho, em relação ao feixe de radiação ionizante. Sendo admissível constatar que dependendo da posição do indivíduo em relação à fonte, pode estar sendo subestimado o valor da dose ao qual o mesmo está sendo submetido. Desta forma, para fins de proteção radiológica, deve-se sempre considerar a  $D_{ij}$  de maior valor, visto que estará associada à dose de maior valor a qual o indivíduo foi submetido. Aos valores de  $D_{ij}$  menores devem então ser atribuídos um fator de correção.

#### 4.4.1 Comparação de densidades ópticas em posições equivalentes do AE2 - 120° e 240°, bem como, 60° e 300°

Uma comparação das densidades ópticas obtidas com o AE2 em posições equivalentes foi realizada para os feixes de radiação ionizante utilizados neste trabalho. Os dados foram das posições equivalentes 120° e 240° e das posições equivalentes 60° e 300° e estão apresentados nas Tabelas 14 até 17 para cada região do filme, referente à, respectivamente, Pb; Cu0,1; Sf e Cu0,5.

**Tabela 14. Densidades Ópticas nas posições 120° e 240°, e nas posições 60° e 300° para todas as energias utilizadas neste trabalho -  $H_p(10) = 10$  mSv e na região do filtro de chumbo – Pb**

Qualidade de radiação	Energia (keV)	DO <sub>120° e 240°</sub>	DO <sub>60° e 300°</sub>
W-60	45	0,035 ± 0,005	0,295 ± 0,125
N-60	48	0,040 ± 0,010	0,510 ± 0,010
W-80	57	0,120 ± 0,010	0,750 ± 0,000
N-100	83	0,275 ± 0,025	0,480 ± 0,110
W-150	104	0,125 ± 0,005	0,220 ± 0,150
N-150	118	0,460 ± 0,010	0,470 ± 0,050
W-200	137	0,115 ± 0,015	0,350 ± 0,010
N-200	164	0,090 ± 0,000	0,445 ± 0,005
S-Cs	662	1,640 ± 0,110	1,910 ± 0,330
S-Co	1250	1,830 ± 0,000	2,150 ± 0,160

**Tabela 15. Densidades Ópticas nas posições 120° e 240°, e nas posições 60° e 300° para todas as energias utilizadas neste trabalho -  $H_p(10) = 10$  mSv e na região do filtro de cobre 0,1 mm – Cu 0,1**

Qualidade de radiação	Energia (keV)	DO <sub>120° e 240°</sub>	DO <sub>60° e 300°</sub>
W-60	45	0,575 ± 0,025	2,095 ± 1,195
N-60	48	0,125 ± 0,005	2,525 ± 0,005
W-80	57	0,295 ± 0,035	2,375 ± 0,155
N-100	83	0,470 ± 0,020	1,375 ± 0,005
W-150	104	0,230 ± 0,010	0,465 ± 0,195
N-150	118	0,730 ± 0,030	0,725 ± 0,055
W-200	137	0,155 ± 0,005	0,490 ± 0,010
N-200	164	0,160 ± 0,000	0,675 ± 0,025
S-Cs	662	1,780 ± 0,040	2,040 ± 0,230
S-Co	1250	1,820 ± 0,010	2,125 ± 0,225

**Tabela 16. Densidades Ópticas nas posições 120° e 240°, e nas posições 60° e 300° para todas as energias utilizadas neste trabalho -  $H_p(10) = 10$  mSv e na região sem filtro – Sf**

Qualidade de radiação	Energia (keV)	DO <sub>120° e 240°</sub>	DO <sub>60° e 300°</sub>
W-60	45	0,475 ± 0,025	2,160 ± 1,600
N-60	48	0,140 ± 0,000	1,920 ± 0,010
W-80	57	0,160 ± 0,010	1,960 ± 0,050
N-100	83	0,435 ± 0,005	1,100 ± 0,100
W-150	104	0,240 ± 0,010	0,400 ± 0,170
N-150	118	0,655 ± 0,015	0,655 ± 0,045
W-200	137	0,130 ± 0,000	0,290 ± 0,160
N-200	164	0,130 ± 0,000	0,375 ± 0,245
S-Cs	662	1,855 ± 0,025	1,965 ± 0,335
S-Co	1250	1,815 ± 0,015	2,130 ± 0,240

**Tabela 17. Densidades Ópticas nas posições 120° e 240°, e nas posições 60° e 300° para todas as energias utilizadas neste trabalho -  $H_p(10) = 10$  mSv e na região do filtro de cobre 0,5 mm – Cu 0,5**

Qualidade de radiação	Energia (keV)	DO <sub>120° e 240°</sub>	DO <sub>60° e 300°</sub>
W-60	45	0,130 ± 0,000	0,405 ± 0,285
N-60	48	0,045 ± 0,005	0,270 ± 0,010
W-80	57	0,045 ± 0,005	0,265 ± 0,015
N-100	83	0,160 ± 0,000	0,570 ± 0,260
W-150	104	0,055 ± 0,005	0,145 ± 0,005
N-150	118	0,235 ± 0,015	0,215 ± 0,005
W-200	137	0,050 ± 0,000	0,150 ± 0,000
N-200	164	0,050 ± 0,000	0,260 ± 0,010
S-Cs	662	1,800 ± 0,050	1,940 ± 0,450
S-Co	1250	1,800 ± 0,010	1,945 ± 0,095

Os resultados apresentam uma boa concordância para os valores das densidades ópticas nas posições 120° e 240° para as todas as energias e filtros. E apresentaram o desvio máximo de 10%, justificado pelas incertezas das medidas. Por outro lado, as medidas realizadas nas posições 60° e 300°, o desvio máximo aumentou de 10% para 40%. Sabe-se que na prática as incertezas causadas pela dependência da energia e dependência angular na resposta do dosímetro devem receber mais atenção do que qualquer outra fonte de erro, porque os efeitos de todas as incertezas de outros componentes são assumidos como sendo muito menores.

De modo geral, o desenvolvimento do AE2 surgiu da necessidade de se verificar qual o comportamento dos dosímetros na posição convencionalmente verdadeira, avaliar as doses nesta posição, principalmente quando o AE2 é submetido às baixas energias, avaliar a dependência energética e angular, e compará-lo aos dados obtidos com o AE1. Baseado na análise comparativa dos dados obtidos com os dois procedimentos foi constatado que com energias de 45 keV a 164 keV, houve diferenças significativas entre os estudos, fato que não ocorreu nas simulações para as energias das fontes de  $^{60}\text{Co}$  e  $^{137}\text{Cs}$  que apresentaram um bom grau de concordância. Entretanto, as diferenças apresentadas nas energias de 45 keV a 164 keV, não significam que as avaliações das doses estão incorretas e sim que as doses foram avaliadas considerando a contribuição da radiação absorvida e espalhada.

## 5 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos pode-se concluir que o dispositivo dosimétrico desenvolvido e caracterizado, o AE2, pode ser utilizado para calibrações e ensaios para fins de pesquisa e prestação de serviços.

Os dois procedimentos utilizados na avaliação do  $H_p(10)$ , o AE1 e o AE2, apresentaram valores de doses de 0,2 a 50 mSv com parâmetro de aceitabilidade, obtido da curva trombeta, menores do que os indicados pela ICRP, e, portanto os procedimentos de avaliação das doses atendem ao estabelecido nas normas internacionais (ICRP, 1997).

Entretanto é importante ressaltar que o dispositivo dosimétrico AE2, apresenta uma nova forma de avaliar as doses, bem mais de acordo com a realidade às quais os indivíduos são submetidos quando em contato com as radiações ionizantes.

Outro ponto positivo para o AE2 foi que os resultados obtidos com a metodologia empregada demonstraram que houve ampliação da região de interesse para dosimetria fotográfica quando comparada com o procedimento da ICRU no AE1. Com o AE2 existe a possibilidade de eliminar a utilização de coeficientes de conversão recomendados pela ISO.

De modo geral, o dispositivo dosimétrico AE2 corrobora para que, cada vez mais, novos estudos na dosimetria e aprimoramento das legislações pertinentes sejam realizados.

Como trabalhos futuros sugerem-se:

- realizar a dosimetria dos feixes X e gama com a utilização de métodos de medição absoluta da dose  $H_p(10)$ , utilizando a câmara de ionização  $H_p(10)$ , comercialmente disponível, e em seguida, substituindo a câmara pelo AE2 para avaliar a dose;
- realizar a dosimetria utilizando o mesmo procedimento com o AE2, mas com dosímetros termoluminescentes, TLD's;
- realizar estudos utilizando filtros de diferentes materiais e espessuras para a dosimetria fotográfica;
- implantação dos procedimentos deste estudo em laboratórios de calibração.
- implantação dos procedimentos deste estudo em protocolo.

## REFERÊNCIAS

ALBERTS, W.G., BOEHM, J., KRAMER, H.M., ILES, W.J., MCDONALD, J., SCHWARTZ, R.B.T., HOMPSON, I.M.G., “**International standardization of reference radiations and calibration procedures for radiation protection instruments**”, *Strahlenschutz: Physik und Messtechnik*, v.1 (KOELZER, W., MAUSHART, R., Eds) (TUV Rheinland GmbH, Köln), p.181–188, 1994.

ALDERSON S. W., LANZIL L. H., ROLLINS M., SPIRA J. **An Instrumented Phantom System for Analog Computation of Treatment Plans**, *Am. J. Roentg.*, 87, 185, 1962.

ANKERHOLD, U., BEHRENS, R. AND AMBROSI, P. **A Prototype Ionization Chamber as a Secondary Standard for the Measurement of Personal Dose Equivalent,  $H_p(10)$ , on a Slab Phantom**. *Radiat. Prot. Dosim.* 86(3), 167–173, 1999.

ANKERHOLD, U. **Catalogue of X-ray Spectra and their Characteristic Data — ISO and DIN Radiation Qualities, Therapy and Diagnostic Radiation Qualities, Unfiltered X-ray Spectra**. PTB Bericht, PTB-Dos-34, ISBN 3-89701-513-7, 2000.

ANKERHOLD, U., AMBROSI, P., EBERLE, T. **A chamber for determining the conventionally true value of  $H_p(10)$  and  $H^*(10)$  needed by calibration laboratories**. *Radiation Protection Dosimetry*. v.96(1–3), p.133–137, 2001.

ANTONIO FILHO, J. **Influência da temperatura e umidade relativa em dosímetros utilizados em monitoração pessoal**. 135f. 1982. Dissertação (Mestrado em Ciências e Tecnologia Nuclear) – Departamento de Energia Nuclear – Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 1982.

ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. 1ed. John Wiley & Sons Inc., Hoboken, New Jersey, 1986.

BARTLETT, D. T. **Personal dose equivalent,  $H_p$ , and reference point for calibration**. *Radiation Protection Dosimetry*, v.121, n.3, p.209-210, 2006.

BECKER, K. **Photographic film dosimetry**. London, Focal, 1966.

\_\_\_\_\_. **Solid state dosimetry**. Cleveland: CRC Press, p.231-241, 1973.

BHATT, B.C., SRIVASTAVA, J. K., SANAYE, S. S., SHINDE, S. S., PATILL, A. S., SUPE, S. **J. Personal Dosimeter Intercomparisons as Indices of Performance – A Quality Assurance Procedure**. *Radiation Protection Dosimetry*, v.54, p.343-347, 1994.

BÖHM, J., LEBEDEV, V. N., MCDONALD, J. C. **Performance Testing of Dosimetry Services and its Regulatory Aspects**. *Radiation Protection Dosimetry*, v.54, p.311-319, 1994.

BÖHM, J., SUAREZ, R. C. **IAEA intercomparisons for individual monitoring of photon radiation 1987-1998.** Radiation Protection Dosimetry, v.96, n.1-3, p.143-150, 2001.

BORASI, G., GIACOMELLI, M., TOSI, G. **Tecniche di ottimizzazione in dosimetria fotografica.** In: Atti del I Incontro Nazionale di Analisi e Confronto dei Metodi di Dosimetria Personale, CNEN (ENEA), Milano, 7-9 november 1977, p.172-188 (in Italian), 1977.

CARDOSO, J., CARVALHO, A. F., OLIVEIRA, C. **Simulation studies on a prototype ionisation chamber for measurement of personal dose equivalent,  $H_p(10)$ .** Radiation Protection Dosimetry, v.1, p.1-5, 2007.

CASSOLA, V. F.; DE MELO LIMA, V. J.; KRAMER, R.; KHOURY, H. J. **FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy,** Phys. Med. Biol., Vol. 55, 133-162, 2009-2010.

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **CNEN-NN-3.01, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológicas,** Brasília, Diário Oficial da União, 1 de setembro de 2011.

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **CNEN-NE-3.02, Serviços de Radioproteção,** Brasília, Diário Oficial da União, 1 de agosto de 1988.

DANIELS, R. D., SCHUBAUER-BERIGAN, M. K. **Bias and uncertainty of penetrating photon dose measured by film dosimeters in an epidemiological study of US nuclear workers.** Radiation Protection Dosimetry, v.113, n.3, p.275-289, 2005.

DANTZIG, G. B. **Maximization of linear function of variables subject to linear inequalities.** In T. C. Koopmans, editor, Activity Analysis of Production and Allocation, p.339-347, 1951.

DIETZE, G., MENZEL, H. G. **Aspects of ICRP 60 and ICRU 47 relevant to individual monitoring of external exposure.** Radiation Protection Dosimetry, v.54, n.3/4, p.167-173, 1994.

DONGARRA, SULLIVAN, F. **Guest Editor's Introduction: The Top Ten Algorithms.** Computing in Science and Engineering, v.2, n.1, p.22-23, 2000.

DUDLEY, R. A. **Photographic detection and dosimetry of beta rays.** In: \_\_\_\_\_. [S.l.]: Nucleonics, p.24, 1954.

\_\_\_\_\_. **Dosimetry with photographic emulsions in Radiation Dosimetry.** In: ATTIX, F. H.; ROESCH, W. C., eds. The Dosimetry of Ionizing Radiation. New York: NY. Academic, v.2, p.325, 1966.

FISHER, H. L., SNYDER, W. S. **Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ.** Report ORNL-4168, Oak Ridge National Laboratory, Oak Ridge, TN, USA, 1967.

GIBBS, S. J., PUJOL, A., CHEN, T. S., MALCOM, A. W., JAMES, A. E. **Patient risk from interproximal radiography.** Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 58(3): 347-54, 1984.

GRIFFITH, R. V., DEAN, P. N., ANDERSON, A. L., FISHER, J. C. **Fabrication os tissue equivalent torso phantom for intercalibration of in-vivo transuranic-nuclide counting facilities.** In: International Atomic Energy Agency Symposium on Advances in Radiation Protection Monitoring, 1979, Stockholm. Proceedings Vienna IAEA, p.493-503, 1979.

GRIFFITH, R. V., DEAN, P. N., ANDERSON, A. L., SUNDBECK, C. W., ANDERSON, S. W. **Fabrication of a set realistic torso phantoms for calibration of transuranic nuclide lung counting facilities.** In: Sixth International Congress of the International Radiation Protection Association, 1984, Berlin. Proceedings V. III ... Berlin. Fachverband fur Strahlenschutz e. V. 1984. P.964-967.

GROSSWENDT, B. **The angular dependence and irradiation geometry factor for the dose equivalent for photons in slab phantoms of tissue-equivalent material and PMMA,** Radiation Protection Dosimetry, v.35, n.4, p.221-235, 1991.

HOLDER, A. **Radiotherapy treatment design and linear programming.** Department of Mathematic, Trinity University, San Antonio, TX, USA, 2002.

HUNT, J., CUNHA, P., RAMOS, E. **Dosimetria Fotográfica e o Serviço de Dosimetria Fotográfica do IRD/CNEN.** Rio de Janeiro, 1993.

IMATOUKENE, D., CHALAL, M. T., BOUDENA, B., BELLAL, A. **Comparative Study of a Multiple-element Dosimeter by Means of an Empirical Formula and a Linear Programming for a Mixed Field.** Espanha: 11th International Congress of the International Radiation Protection Association. Session 3: Dosimetry and Instrumentation. Madri, 2004.

IAEA - International Atomic Energy Agency. **Report of consultants meeting on the calibration and standardization of thyroid radioiodine uptake measurements.** Brit. J. Radiol. N 35, p205-210, 1962.

IAEA - International Atomic Energy Agency. **SAFETY REPORT SERIES N° 16: Calibration of radiation protection monitoring instruments.** Vienna, 2000.

ICRP - International Commission on Radiological Protection. **ICRP REPORT 26: Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** Oxford: Pergamon, 1977.

ICRP - International Commission on Radiological Protection. **ICRP REPORT 28: Principles for Handling Emergency and Accidental Exposures of Workers.** Oxford: Pergamon, 1978.

ICRP - International Commission on Radiological Protection. **ICRP REPORT 30: Limits for Intakes of Radionuclides by Workers.** Oxford: Pergamon, 1980.

ICRP - International Commission on Radiological Protection. **ICRP REPORT 35: General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Worker.** Oxford: Pergamon, 1982.

ICRP - International Commission on Radiological Protection. **ICRP REPORT 45: Developing a Unified Index of Harm.** Oxford: Pergamon, 1985.

ICRP - International Commission on Radiological Protection. **ICRP REPORT 60: Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** Oxford: Pergamon, 1991.

ICRP - International Commission on Radiological Protection. **ICRP REPORT 75: General Principles for the Radiation Protection of Workers.** Oxford: Pergamon, 1997.

ICRP - International Commission on Radiological Protection. **ICRP REPORT 89: Basic Anatomical and Physiological Data for use in Radiological Protection: Reference Values.** Oxford: Pergamon, 2003.

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. **ICRU REPORT 33: Radiation Quantities and Units.** USA, 1980.

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. **ICRU REPORT 39: Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources.** USA, 1985.

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. **ICRU REPORT 44: Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry.** USA, 1989.

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. **ICRU REPORT 46: Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues.** USA, 1992a

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. **ICRU REPORT 47: Measurements of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations.** USA, 1992b.

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. **ICRU REPORT 48: Phantoms and Computational Models in Radiation Therapy, Diagnosis and Protection.** USA, 1992c.

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. **ICRU REPORT 51: Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry.** USA, 1993.

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements. **ICRU REPORT 57: Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection Against External Radiation.** USA, 1998.

IEC - International Electrotechnical Commission. **Draft International Standard, thermoluminescence dosimetry system for personal and environmental monitoring.** IEC/FDIS 61066, Geneva, 2006.

ISO - International Organization for Standardization. **X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy. Part 1: Characteristics of the radiations and their methods of production.** ISO 4037-1, Geneva, 1995.

ISO - International Organization for Standardization. **X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate meters for determining their response as a function of photon energy. Part 2: Dosimetry for radiation protection over the energy ranges 8 keV to 1,3 MeV and 4 MeV to 9 MeV.** ISO 4037-2, Geneva, 1997.

ISO - International Organization for Standardization. **X and gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate meters for determining their response as a function of photon energy. Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response a function of energy and angle of incidence.** ISO 4037-3, Vienna, 1996.

KARMAKAR, N. K. **A new polynomial time algorithms for linear programming.** In: *Combinatorica*, n.4, p. 373-395, 1984.

KHACHIYAN, L. **Polynomial algorithms for linear programming.** *USSR Comp Math. And Math. Phys.* 20 (2), 51-68, 1979.

KIENBOCK, R. **Ueber Dosimeter und das quantimetrische Verfahren.** *Fortschr. Röntgenstr.* 9:276, 1906.

KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurement.** 2 ed. New York: John Wile & Sons, Hoboken, New Jersey, 1989.

KRAMER, R., ZANKL, M., WILLIAMS, G., DREXLER, G. **The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms.** GSF-Bericht S-885. GSF-National Research for Environment and Health, Neuherberg, Germany, 1982.

KRAMER, G. H., BURNS, L., NOEL, L. **The BRMD BOMAB phantom family.** *Health Phys.*, v.61, n.6, p. 895-902, 1991.

LEE, C., LODWICK, D., HASENAUER, D., WILLIAMS, J. L., LEE, C., BOLCH, W. E. **Hybrid computational phantoms of the male and female newborn patient: NURBS- based whole-body models.** *Phys. Med. Biol.* 52(12):3309-33, 2007.

LOBEL, L., DUBOIS, M. **Basic Sensitometry.** 2 ed. London and New York: Focal, 1967.

MIKAMI, S., ITIÉ, C., TEXIER, C. **Consideration on calibration and correction factors of an  $H_p(10)$  chamber for different radiation qualities and angles of incidence.** *Radiation Protection Dosimetry*, v.123, n.1, p.122-127, 2006.

MOTA, H. C., CUNHA, P. G., SIGAUD, G. M., HUNT, J. G., SALVI, R. P. C. **Um sistema multi-filtro para dosimetria fotográfica.** Revista de Física Aplicada e Instrumentação, Brasil, v. 5, p. 64-77, 1990.

PONTE, M. A. L., CASTELLANI, C. M., CURRIVAN, L., VAN DIJK, J. W. E., FALK, R., OLKO, P., WERNLI, C. **A catalogue of dosimeters and dosimetric services within Europe - an update.** Radiation Protection Dosimetry, v.112, p.45-68, 2004.

PUCCINI, A. de LIMA. **Introdução à programação linear.** Rio de Janeiro: LTC, 252p, 1985.

SILVA, F. H. F., CAMPOS, T. P. R. **Avanços no desenvolvimento de um analítico computacional para órgãos internos.** Anais do 21º Brasileiro de Engenharia Biomédica, Salvador, v. 1. p. 1-5, 2008.

SILVA, H., CARDOSO, J., OLIVEIRA, C. **Development of a new ionisation chamber, for  $H_p(10)$  measurement, using Monte-Carlo simulation and experimental methods.** Radiation Protection Dosimetry. pp. 1-5, 2011.

SOUZA, P. C. de. **Programação linear no planejamento do tratamento de câncer por radiocirurgia.** 70f. 2008. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado – Física Médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2008.

TILLARD, G. L. **Aportado por La NASA usa cadáveres humanos para provar El diseño de la nave espacial SpaceRef.** Disponível em: <http://axxon.com.ar/not/187/c-1871089.htm>. Acessado em: 24/05/2013.

VIEIRA, J. W. **Construção de um Modelo Computacional de Exposição para Cálculos Dosimétricos utilizando o Código de Monte Carlo EGS4 e Fantomas de Voxels,** Tese de Doutorado. UFPE-DEN, Recife-PE, 2004.

WHITE, D. R. **Tissue substitutes in experimental radiation physics.** Medical Physics. 5: 467-479, 1978.

WILLIAMS, G., ZANKI, M., ABMAYR, W., VEIT, R., DREXLER, G. **The calculation of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo methods.** Phys Med Biol. 31(4): 347-54, 1986.

ZUBAL, I. G. **The Yale Voxel Phantoms.** Disponível em: <http://noodle.med.yale.edu/phantom/phantomindex.htm>. Acessado em: 02/08/2013.

## APÊNDICES

**APÊNDICE A** –  $D_{ij}$  sob as regiões do filme em função do  $H_p(10)$ , para filmes irradiados por  $^{60}\text{Co}$ ;  $^{137}\text{Cs}$  e fótons de 45 keV até 164 keV - doses de 0,2 até 50 mSv; para (+S) e (-S) – Tabelas A1 até A20 (AE1) e de A1A até A20A (AE2).

**Tabela A1 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com  $^{60}\text{Co}$  (+S) no AE1**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,2	0,07	0,06	0,07	0,06	0,08
0,4	0,14	0,12	0,10	0,12	0,14
0,6	0,23	0,21	0,18	0,19	0,24
0,8	0,29	0,28	0,27	0,25	0,30
<b>1,0</b>	<b>0,36</b>	<b>0,32</b>	<b>0,33</b>	<b>0,31</b>	<b>0,38</b>
2,0	0,69	0,64	0,54	0,59	0,72
5,0	1,58	1,42	1,25	1,32	1,55
10,0	2,72	2,52	2,30	2,36	2,73
20,0	3,56	3,53	3,43	3,43	3,58
50,0	3,60	3,60	3,57	3,59	3,60

**Tabela A1A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro; Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com  $^{60}\text{Co}$  (+S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,01	0,02	0,01	0,02
0,4	0,02	0,04	0,03	0,04
0,6	0,11	0,12	0,13	0,12
0,8	0,17	0,19	0,19	0,20
<b>1,0</b>	<b>0,21</b>	<b>0,25</b>	<b>0,27</b>	<b>0,28</b>
2,0	0,51	0,60	0,58	0,67
5,0	1,26	1,51	1,43	1,30
10,0	2,24	2,60	2,44	1,94
20,0	3,08	3,15	2,96	2,34
50,0	3,18	3,20	3,06	2,45

**Tabela A2 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com  $^{60}\text{Co}$  (-S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas sobre três películas:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,2	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,4	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,6	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
0,8	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
<b>1,0</b>	<b>0,01</b>	<b>0,00</b>	<b>0,00</b>	<b>0,01</b>	<b>0,00</b>
2,0	0,01	0,01	0,00	0,01	0,01
5,0	0,03	0,02	0,02	0,02	0,02
10,0	0,05	0,04	0,03	0,04	0,04
20,0	0,10	0,08	0,07	0,08	0,08
50,0	0,21	0,18	0,18	0,18	0,19

**Tabela A2A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro; Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com  $^{60}\text{Co}$  (-S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,01	0,01	0,01	0,01
0,4	0,02	0,01	0,02	0,02
0,6	0,01	0,01	0,01	0,01
0,8	0,01	0,01	0,01	0,01
<b>1,0</b>	<b>0,01</b>	<b>0,01</b>	<b>0,01</b>	<b>0,01</b>
2,0	0,02	0,01	0,02	0,02
5,0	0,03	0,03	0,03	0,03
10,0	0,04	0,05	0,05	0,05
20,0	0,08	0,09	0,08	0,09
50,0	0,17	0,19	0,18	0,20

**Tabela A3 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com  $^{137}\text{Cs}$  (+S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,2	0,05	0,04	0,06	0,06	0,06
0,4	0,12	0,09	0,12	0,11	0,12
0,6	0,17	0,15	0,19	0,15	0,18
0,8	0,25	0,21	0,25	0,21	0,24
<b>1,0</b>	<b>0,31</b>	<b>0,24</b>	<b>0,30</b>	<b>0,25</b>	<b>0,30</b>
2,0	0,62	0,52	0,59	0,51	0,58
5,0	1,47	1,26	1,38	1,21	1,35
10,0	2,61	2,27	2,39	2,16	2,39
20,0	3,40	3,30	3,28	3,15	3,33
50,0	3,44	3,44	3,44	3,44	3,44

**Tabela A3A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem Filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com  $^{137}\text{Cs}$  (+S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,00	0,00	0,01	0,00
0,4	0,01	0,02	0,03	0,02
0,6	0,02	0,05	0,06	0,08
0,8	0,10	0,12	0,12	0,13
<b>1,0</b>	<b>0,15</b>	<b>0,20</b>	<b>0,17</b>	<b>0,19</b>
2,0	0,40	0,48	0,44	0,49
5,0	1,07	1,18	1,12	1,26
10,0	1,89	2,13	2,05	1,82
20,0	3,03	3,08	3,05	2,72
50,0	3,18	3,20	3,15	2,92

**Tabela A4 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com  $^{137}\text{Cs}$  (-S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,8	0,00	0,00	0,00	0,01	0,01
<b>1,0</b>	<b>0,00</b>	<b>0,00</b>	<b>0,00</b>	<b>0,01</b>	<b>0,01</b>
2,0	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
5,0	0,02	0,02	0,02	0,02	0,02
10,0	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04
20,0	0,08	0,08	0,08	0,08	0,08
50,0	0,21	0,20	0,20	0,18	0,20
100,0	0,40	0,40	0,40	0,36	0,39
200,0	0,83	0,81	0,83	0,73	0,80
300,0	1,20	1,12	1,16	1,05	1,13

**Tabela A4A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem Filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com  $^{137}\text{Cs}$  (-S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,01	0,01	0,01	0,01
0,4	0,01	0,01	0,00	0,01
0,6	0,01	0,01	0,01	0,01
0,8	0,02	0,02	0,02	0,02
<b>1,0</b>	<b>0,01</b>	<b>0,01</b>	<b>0,01</b>	<b>0,01</b>
2,0	0,02	0,02	0,02	0,02
5,0	0,01	0,01	0,01	0,02
10,0	0,05	0,05	0,05	0,05
20,0	0,07	0,08	0,08	0,08
50,0	0,18	0,21	0,20	0,20

**Tabela A5 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 45 keV-W60 (+S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,2	0,04	0,76	1,21	0,24	1,13
0,4	0,07	1,50	2,25	0,48	2,11
0,6	0,12	2,10	2,80	0,72	2,77
0,8	0,17	2,59	3,18	0,92	3,19
<b>1,0</b>	<b>0,22</b>	<b>2,98</b>	<b>3,39</b>	<b>1,17</b>	<b>3,39</b>
2,0	0,43	3,45	3,45	2,11	3,45
5,0	1,00	3,45	3,45	3,36	3,45
10,0	1,71	3,45	3,45	3,44	3,45
20,0	2,47	3,45	3,45	3,43	3,45
50,0	3,43	3,45	3,45	3,44	3,45

**Tabela A5A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 45 keV-W60 (+S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	1,84	3,24	3,09	0,58
0,4	2,76	3,26	3,21	1,05
0,6	3,15	3,24	3,20	1,39
0,8	3,23	3,26	3,26	1,68
<b>1,0</b>	<b>3,23</b>	<b>3,25</b>	<b>3,25</b>	<b>1,88</b>
2,0	3,25	3,27	3,25	2,30
5,0	3,26	3,27	3,27	2,69
10,0	3,23	3,26	3,24	2,99
20,0	3,23	3,26	3,27	3,22
50,0	3,24	3,27	3,27	3,25

**Tabela A6 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 45 keV-W60 (-S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,2	0,00	0,02	0,03	0,01	0,02
0,4	0,00	0,03	0,05	0,01	0,05
0,6	0,00	0,05	0,07	0,01	0,07
0,8	0,01	0,06	0,10	0,02	0,09
<b>1,0</b>	<b>0,01</b>	<b>0,08</b>	<b>0,12</b>	<b>0,03</b>	<b>0,11</b>
2,0	0,01	0,15	0,25	0,05	0,22
5,0	0,02	0,37	0,61	0,11	0,55
10,0	0,04	0,51	0,81	0,20	0,86
20,0	0,06	1,02	1,61	0,38	1,72
50,0	0,16	2,71	3,68	0,98	3,84

**Tabela A6A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 45 keV-W60 (-S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,02	0,11	0,17	0,05
0,4	0,03	0,22	0,33	0,09
0,6	0,14	0,50	0,40	0,05
0,8	0,17	0,68	0,53	0,05
<b>1,0</b>	<b>0,20</b>	<b>0,93</b>	<b>0,72</b>	<b>0,14</b>
2,0	0,38	1,63	1,28	0,23
5,0	1,05	3,41	3,47	0,64
10,0	2,33	4,11	4,05	1,20
20,0	4,03	4,07	4,08	2,21
50,0	4,06	4,08	4,07	2,29

**Tabela A7 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 48 keV-N60 (+S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,2	0,03	0,76	1,09	0,31	1,11
0,4	0,10	1,40	1,75	0,59	1,88
0,6	0,15	1,96	2,52	0,87	2,59
0,8	0,19	2,41	2,82	1,14	2,87
<b>1,0</b>	<b>0,22</b>	<b>2,81</b>	<b>2,76</b>	<b>1,33</b>	<b>3,30</b>
2,0	0,48	3,47	3,47	2,40	3,48
5,0	1,04	3,48	3,48	3,37	3,48
10,0	1,76	3,48	3,48	3,47	3,48
20,0	2,94	3,48	3,48	3,47	3,48
50,0	3,47	3,48	3,48	3,48	3,48

**Tabela A7A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 48 keV-N60 (+S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,99	2,72	2,25	0,13
0,4	1,74	3,23	3,11	0,50
0,6	2,22	3,29	3,23	0,76
0,8	2,55	3,29	3,28	0,98
<b>1,0</b>	<b>2,83</b>	<b>3,28</b>	<b>3,28</b>	<b>1,20</b>
2,0	3,27	3,28	3,28	1,84
5,0	3,24	3,28	3,28	2,55
10,0	3,26	3,29	3,26	2,80
20,0	3,27	3,27	3,29	2,82
50,0	3,28	3,29	3,24	2,83

**Tabela A8 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 48 keV-N60 (-S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,2	0,00	0,01	0,02	0,01	0,02
0,4	0,00	0,03	0,04	0,01	0,04
0,6	0,00	0,04	0,06	0,01	0,06
0,8	0,00	0,05	0,08	0,02	0,08
<b>1,0</b>	<b>0,00</b>	<b>0,07</b>	<b>0,11</b>	<b>0,03</b>	<b>0,11</b>
2,0	0,01	0,14	0,21	0,06	0,21
5,0	0,02	0,33	0,48	0,13	0,48
10,0	0,03	0,65	0,99	0,25	0,96
20,0	0,08	1,29	1,92	0,51	1,91
50,0	0,19	3,35	3,95	1,30	3,96

**Tabela A8A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 48 keV-N60 (-S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,04	0,10	0,08	0,02
0,4	0,06	0,17	0,15	0,04
0,6	0,09	0,25	0,20	0,03
0,8	0,10	0,33	0,26	0,04
<b>1,0</b>	<b>0,12</b>	<b>0,40</b>	<b>0,31</b>	<b>0,04</b>
2,0	0,22	0,73	0,59	0,06
5,0	0,49	1,84	1,44	0,12
10,0	0,94	3,50	2,77	0,22
20,0	1,81	4,09	4,03	0,38
50,0	3,05	4,09	4,07	1,08

**Tabela A9 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 57 keV-W80 (+S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,2	0,05	0,72	0,92	0,38	0,96
0,4	0,10	1,23	1,54	0,69	1,61
0,6	0,15	1,73	2,16	1,01	2,27
0,8	0,19	2,13	2,64	1,30	2,75
<b>1,0</b>	<b>0,27</b>	<b>2,66</b>	<b>3,12</b>	<b>1,61</b>	<b>3,17</b>
2,0	0,52	3,45	3,47	2,72	3,47
5,0	1,31	3,47	3,47	3,46	3,47
10,0	2,05	3,47	3,47	3,47	3,47
20,0	3,28	3,47	3,47	3,47	3,47
50,0	3,47	3,47	3,47	3,47	3,47

**Tabela A9A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 57 keV-W80 (+S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	1,05	2,50	2,11	0,15
0,4	1,96	3,26	3,09	0,52
0,6	2,67	3,30	3,21	0,83
0,8	3,04	3,32	3,19	1,13
<b>1,0</b>	<b>3,15</b>	<b>3,31</b>	<b>3,24</b>	<b>1,35</b>
2,0	3,21	3,30	3,25	2,08
5,0	3,22	3,31	3,25	2,70
10,0	3,17	3,29	3,20	3,00
20,0	3,18	3,27	3,19	3,15
50,0	3,18	3,26	3,20	3,20

**Tabela A10 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 57 keV-W80 (-S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,2	0,00	0,01	0,02	0,01	0,02
0,4	0,00	0,03	0,04	0,01	0,04
0,6	0,00	0,04	0,06	0,02	0,06
0,8	0,00	0,05	0,07	0,03	0,07
<b>1,0</b>	<b>0,01</b>	<b>0,07</b>	<b>0,09</b>	<b>0,04</b>	<b>0,09</b>
2,0	0,01	0,12	0,16	0,07	0,16
5,0	0,02	0,30	0,40	0,15	0,40
10,0	0,04	0,59	0,80	0,30	0,80
20,0	0,09	1,18	1,56	0,57	1,58
50,0	0,20	2,83	3,52	1,49	3,67

**Tabela A10A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 57 keV-W80 (-S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,04	0,08	0,07	0,02
0,4	0,06	0,15	0,13	0,03
0,6	0,09	0,22	0,18	0,03
0,8	0,11	0,28	0,24	0,03
<b>1,0</b>	<b>0,13</b>	<b>0,35</b>	<b>0,30</b>	<b>0,05</b>
2,0	0,25	0,67	0,56	0,08
5,0	0,59	1,59	1,33	0,16
10,0	1,30	3,26	3,02	0,30
20,0	2,72	4,07	4,05	0,67
50,0	4,04	4,08	4,07	1,42

**Tabela A11 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 83 keV-N100 (+S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,2	0,09	0,46	0,53	0,37	0,53
0,4	0,14	0,84	0,97	0,68	0,98
0,6	0,22	1,25	1,39	0,97	1,42
0,8	0,27	1,59	1,77	1,29	1,79
<b>1,0</b>	<b>0,33</b>	<b>1,91</b>	<b>2,15</b>	<b>1,55</b>	<b>2,17</b>
2,0	0,70	3,07	3,14	2,65	3,25
5,0	1,49	3,46	3,46	3,39	3,46
10,0	2,39	3,46	3,46	3,45	3,46
20,0	3,45	3,46	3,46	3,46	3,46
50,0	3,46	3,46	3,45	3,46	3,46

**Tabela A11A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 83 keV-N100 (+S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	2,38	0,91	2,20	2,64
0,4	3,67	3,00	3,41	3,87
0,6	4,20	3,87	4,04	4,26
0,8	4,28	4,26	4,22	4,21
<b>1,0</b>	<b>4,29</b>	<b>4,28</b>	<b>4,28</b>	<b>4,28</b>
2,0	4,30	4,30	4,30	4,30
5,0	4,29	4,29	4,29	4,24
10,0	4,34	4,30	4,36	4,27
20,0	4,33	4,39	4,39	4,38
50,0	4,33	4,39	4,39	4,38

**Tabela A12 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 83 keV-N100 (-S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,6	0,00	0,02	0,03	0,02	0,03
0,8	0,00	0,03	0,03	0,02	0,03
<b>1,0</b>	<b>0,00</b>	<b>0,03</b>	<b>0,05</b>	<b>0,03</b>	<b>0,04</b>
2,0	0,01	0,07	0,08	0,05	0,08
5,0	0,02	0,18	0,21	0,13	0,21
10,0	0,04	0,34	0,40	0,25	0,40
20,0	0,11	0,81	0,97	0,55	0,91
50,0	0,11	0,32	0,41	0,48	0,48
100,0	0,52	3,63	3,84	2,76	3,89
200,0	1,02	3,96	3,96	3,95	3,96

**Tabela A12A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 83 keV-N100 (-S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,10	0,12	0,14	0,15
0,4	0,10	0,13	0,17	0,19
0,6	0,12	0,13	0,21	0,19
0,8	0,14	0,25	0,27	0,20
<b>1,0</b>	<b>0,14</b>	<b>0,29</b>	<b>0,31</b>	<b>0,24</b>
2,0	0,18	0,46	0,50	0,34
5,0	0,26	0,91	1,02	0,64
10,0	0,41	1,76	1,96	1,13
20,0	0,89	3,62	3,90	2,27
50,0	1,80	4,56	4,76	3,66

**Tabela A13 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 104 keV-W150 (+S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,2	0,04	0,35	0,40	0,28	0,40
0,4	0,12	0,66	0,78	0,55	0,77
0,6	0,15	0,97	1,08	0,79	1,10
0,8	0,19	1,23	1,36	1,00	1,40
<b>1,0</b>	<b>0,25</b>	<b>1,48</b>	<b>1,62</b>	<b>1,22</b>	<b>1,68</b>
2,0	0,52	2,61	2,77	2,21	2,83
5,0	1,32	3,42	3,42	3,37	3,42
10,0	2,46	3,43	3,43	3,43	3,43
20,0	3,32	3,43	3,43	3,43	3,43
50,0	3,43	3,43	3,43	3,43	3,43

**Tabela A13A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 104 keV-W150 (+S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,83	1,23	1,11	0,13
0,4	1,37	1,91	1,75	0,44
0,6	2,00	2,62	2,43	0,77
0,8	2,57	3,13	3,07	0,96
<b>1,0</b>	<b>2,91</b>	<b>3,25</b>	<b>3,23</b>	<b>1,17</b>
2,0	3,25	3,29	3,27	1,96
5,0	3,27	3,28	3,25	2,45
10,0	3,30	3,30	3,30	2,82
20,0	3,25	3,28	3,25	3,10
50,0	3,30	3,31	3,30	3,25

**Tabela A14 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 104 keV-W150 (-S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,6	0,00	0,02	0,02	0,02	0,02
0,8	0,00	0,02	0,03	0,02	0,03
<b>1,0</b>	<b>0,00</b>	<b>0,03</b>	<b>0,03</b>	<b>0,02</b>	<b>0,03</b>
2,0	0,01	0,05	0,06	0,04	0,06
5,0	0,02	0,12	0,14	0,10	0,14
10,0	0,04	0,24	0,28	0,19	0,27
20,0	0,08	0,46	0,52	0,35	0,52
50,0	0,18	1,17	1,33	0,87	1,34
100,0	0,37	2,29	2,64	1,79	2,70
200,0	0,76	3,95	3,95	3,64	3,95

**Tabela A14A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 104 keV-W150 (-S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,03	0,04	0,04	0,03
0,4	0,04	0,06	0,05	0,03
0,6	0,06	0,08	0,07	0,03
0,8	0,07	0,11	0,10	0,03
<b>1,0</b>	<b>0,08</b>	<b>0,13</b>	<b>0,12</b>	<b>0,03</b>
2,0	0,16	0,24	0,21	0,06
5,0	0,34	0,54	0,48	0,11
10,0	0,66	1,02	0,92	0,22
20,0	1,29	2,06	1,81	0,41
50,0	3,44	4,10	3,99	1,01

**Tabela A15 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 118 keV-N150 (+S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,2	0,07	0,25	0,28	0,24	0,29
0,4	0,13	0,50	0,55	0,43	0,55
0,6	0,16	0,69	0,74	0,59	0,76
0,8	0,22	0,91	1,00	0,79	1,01
<b>1,0</b>	<b>0,28</b>	<b>1,11</b>	<b>1,22</b>	<b>0,99</b>	<b>1,22</b>
2,0	0,54	2,01	2,14	1,79	2,18
5,0	1,23	3,39	3,41	3,25	3,45
10,0	2,15	3,49	3,49	3,48	3,49
20,0	3,40	3,49	3,49	3,49	3,49
50,0	3,35	3,49	3,49	3,49	3,49

**Tabela A15A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 118 keV-N150 (+S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,97	1,36	1,16	0,12
0,4	1,78	2,34	2,01	0,70
0,6	2,25	2,92	2,69	1,10
0,8	2,50	3,20	3,00	1,40
<b>1,0</b>	<b>2,70</b>	<b>3,27</b>	<b>3,17</b>	<b>1,70</b>
2,0	3,08	3,27	3,27	2,28
5,0	3,13	3,29	3,27	2,40
10,0	3,17	3,27	3,29	2,45
20,0	3,21	3,28	3,28	2,50
50,0	3,25	3,29	3,29	2,53

**Tabela A16 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 118 keV-N150 (-S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,6	0,00	0,01	0,02	0,01	0,01
0,8	0,00	0,01	0,01	0,01	0,02
<b>1,0</b>	<b>0,00</b>	<b>0,02</b>	<b>0,02</b>	<b>0,02</b>	<b>0,02</b>
2,0	0,01	0,03	0,04	0,03	0,04
5,0	0,02	0,08	0,09	0,07	0,09
10,0	0,04	0,16	0,18	0,13	0,18
20,0	0,08	0,36	0,42	0,29	0,39
50,0	0,08	0,18	0,23	0,25	0,25
100,0	0,36	1,60	1,83	1,40	1,82
200,0	0,79	3,74	3,92	3,15	3,91

**Tabela A16A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 118 keV-N150 (-S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,03	0,04	0,04	0,03
0,4	0,05	0,06	0,06	0,03
0,6	0,07	0,09	0,08	0,03
0,8	0,13	0,18	0,16	0,05
<b>1,0</b>	<b>0,15</b>	<b>0,25</b>	<b>0,18</b>	<b>0,07</b>
2,0	0,18	0,35	0,23	0,07
5,0	0,40	0,57	0,50	0,15
10,0	0,72	1,06	0,96	0,26
20,0	1,42	2,13	1,86	0,48
50,0	3,55	4,06	3,96	1,22

**Tabela A17 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 137 keV-W200 (+S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,2	0,07	0,22	0,26	0,21	0,27
0,4	0,14	0,39	0,44	0,36	0,44
0,6	0,17	0,54	0,60	0,50	0,60
0,8	0,23	0,70	0,79	0,65	0,79
<b>1,0</b>	<b>0,29</b>	<b>0,90</b>	<b>0,99</b>	<b>0,80</b>	<b>1,00</b>
2,0	0,54	1,62	1,73	1,44	1,78
5,0	1,25	3,17	3,27	2,96	3,31
10,0	2,31	3,52	3,52	3,50	3,52
20,0	3,38	3,52	3,52	3,51	3,52
50,0	3,51	3,52	3,52	3,52	3,52

**Tabela A17A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 137 keV-W200 (+S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,31	0,48	0,44	0,07
0,4	0,76	1,08	0,97	0,23
0,6	1,12	1,52	1,38	0,37
0,8	1,47	1,99	1,82	0,56
<b>1,0</b>	<b>1,71</b>	<b>2,40</b>	<b>2,20</b>	<b>0,72</b>
2,0	2,65	3,25	3,21	1,45
5,0	3,14	3,28	3,27	2,14
10,0	3,27	3,29	3,28	2,54
20,0	3,27	3,28	3,28	2,66
50,0	3,26	3,28	3,28	2,70

**Tabela A18 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 137 keV-W200 (-S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,6	0,00	0,01	0,01	0,01	0,01
0,8	0,00	0,01	0,01	0,01	0,01
<b>1,0</b>	<b>0,00</b>	<b>0,01</b>	<b>0,02</b>	<b>0,01</b>	<b>0,02</b>
2,0	0,01	0,03	0,03	0,03	0,03
5,0	0,02	0,07	0,08	0,06	0,08
10,0	0,04	0,13	0,15	0,11	0,15
20,0	0,07	0,25	0,28	0,21	0,28
50,0	0,16	0,60	0,66	0,48	0,65
100,0	0,33	1,15	1,34	0,97	1,32
200,0	0,76	2,89	3,23	2,25	3,12

**Tabela A18A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 137 keV-W200 (-S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,02	0,02	0,02	0,01
0,4	0,02	0,03	0,03	0,01
0,6	0,03	0,04	0,04	0,02
0,8	0,04	0,06	0,05	0,02
<b>1,0</b>	<b>0,06</b>	<b>0,07</b>	<b>0,06</b>	<b>0,03</b>
2,0	0,09	0,13	0,11	0,04
5,0	0,21	0,29	0,25	0,09
10,0	0,40	0,55	0,51	0,19
20,0	0,79	1,11	1,00	0,32
50,0	1,76	2,54	2,20	0,70

**Tabela A19 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 164 keV-N200 (+S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,2	0,07	0,15	0,17	0,13	0,17
0,4	0,11	0,26	0,31	0,25	0,30
0,6	0,15	0,38	0,44	0,32	0,44
0,8	0,20	0,51	0,57	0,44	0,57
<b>1,0</b>	<b>0,25</b>	<b>0,61</b>	<b>0,69</b>	<b>0,53</b>	<b>0,70</b>
2,0	0,51	1,24	1,36	1,06	1,36
5,0	1,26	2,64	2,75	2,45	2,79
10,0	2,17	3,41	3,31	3,27	3,44
20,0	2,82	3,43	3,41	3,36	3,44
50,0	3,37	3,46	3,46	3,46	3,46

**Tabela A19A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 164 keV-N200 (+S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,44	0,68	0,59	0,20
0,4	0,98	1,35	1,22	0,50
0,6	1,47	2,02	1,79	0,77
0,8	1,91	2,50	2,22	1,00
<b>1,0</b>	<b>2,30</b>	<b>2,94</b>	<b>2,73</b>	<b>1,19</b>
2,0	2,98	3,26	3,17	1,94
5,0	3,29	3,30	3,29	2,70
10,0	3,27	3,29	3,29	3,17
20,0	3,24	3,26	3,29	3,21
50,0	3,24	3,26	3,29	3,21

**Tabela A20 –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Ja; Cu 0,5 e Pl em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 164 keV-N200 (-S) no AE1**

Média das Densidades ópticas líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu 0,1	Janela	Cu 0,5	Plástico
0,6	0,00	0,01	0,01	0,00	0,01
0,8	0,00	0,01	0,01	0,01	0,01
<b>1,0</b>	<b>0,00</b>	<b>0,01</b>	<b>0,01</b>	<b>0,01</b>	<b>0,01</b>
2,0	0,01	0,02	0,02	0,02	0,02
5,0	0,02	0,05	0,06	0,05	0,06
10,0	0,04	0,10	0,12	0,09	0,12
20,0	0,08	0,22	0,26	0,18	0,24
50,0	0,10	0,20	0,26	0,23	0,28
100,0	0,40	0,99	1,12	0,82	1,10
200,0	0,59	1,63	1,83	1,33	1,81

**Tabela A20A –  $D_{ij}$  sob os filtros: Pb; Cu 0,1; Sem filtro e Cu 0,5 em função do  $H_p(10)$  para os filmes irradiados com fótons de energia 164 keV-N200 (-S) no AE2**

Média das Densidades Ópticas Líquidas nos filtros de:

$H_p$ (mSv)	Pb	Cu0,1	Sem filtro	Cu0,5
0,2	0,02	0,02	0,02	0,02
0,4	0,02	0,04	0,03	0,02
0,6	0,04	0,05	0,05	0,02
0,8	0,03	0,06	0,06	0,05
<b>1,0</b>	<b>0,05</b>	<b>0,08</b>	<b>0,07</b>	<b>0,03</b>
2,0	0,10	0,14	0,13	0,06
5,0	0,23	0,33	0,30	0,13
10,0	0,45	0,62	0,55	0,23
20,0	0,80	1,20	1,06	0,42
50,0	2,05	3,02	2,67	1,07

**APÊNDICE B – Comparação entre  $H_{Pa}$  e o  $H_{Pr}$  – (+S e -S) - Tabelas B1 e B2 (AE1) e B1A e B2A (AE2)**

**Tabela B1 – Comparação entre o  $H_{Pa}$  e o  $H_{Pr}$  - Avaliação (+S) AE1**

$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	K (coef.angular)		
0,05	-0,11	0,07	0,85	0,05	2,93		
D <sub>ij</sub> (densidade óptica líquida) para 1250 keV							
PLÁSTICO	COBRE-0,1	COBRE- 0,5	CHUMBO	JANELA	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro (%)
0,24	0,21	0,19	0,23	0,18	0,61	0,6	1,6%
0,30	0,28	0,25	0,29	0,27	0,78	0,8	2,5%
0,72	0,64	0,59	0,69	0,54	1,82	2	9,0%
D <sub>ij</sub> (densidade óptica líquida) para 662keV							
PLÁSTICO	COBRE-0,1	COBRE- 0,5	CHUMBO	JANELA	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro (%)
0,12	0,09	0,11	0,12	0,12	0,33	0,4	17,5%
0,24	0,21	0,21	0,25	0,25	0,67	0,8	16,3%
0,58	0,52	0,51	0,62	0,59	1,65	2	17,5%
D <sub>ij</sub> (densidade óptica líquida) para 137keV							
PLÁSTICO	COBRE-0,1	COBRE- 0,5	CHUMBO	JANELA	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro (%)
0,44	0,39	0,36	0,14	0,44	0,43	0,4	7,5%
0,60	0,54	0,50	0,17	0,60	0,53	0,6	11,6%
1,00	0,90	0,80	0,29	0,99	0,89	1	11,0%
D <sub>ij</sub> (densidade óptica líquida) para 118keV							
PLÁSTICO	COBRE-0,1	COBRE- 0,5	CHUMBO	JANELA	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro (%)
0,55	0,50	0,43	0,13	0,55	0,41	0,4	2,5%
1,01	0,91	0,79	0,22	1,00	0,71	0,8	11,3%
1,22	1,11	0,99	0,28	1,22	0,90	1	10,0%
D <sub>ij</sub> (densidade óptica líquida) para 104keV							
PLÁSTICO	COBRE-0,1	COBRE- 0,5	CHUMBO	JANELA	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro (%)
0,77	0,66	0,55	0,12	0,78	0,43	0,4	7,5%
1,10	0,97	0,79	0,15	1,08	0,54	0,6	10,0%
1,68	1,48	1,22	0,25	1,62	0,88	1	12,0%
2,83	2,61	2,21	0,52	2,77	1,73	2	-
D <sub>ij</sub> (densidade óptica líquida) para 57keV							
PLÁSTICO	COBRE-0,1	COBRE- 0,5	CHUMBO	JANELA	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro (%)
2,27	1,73	1,01	0,15	2,16	0,67	0,6	11,7%
2,75	2,13	1,30	0,19	2,64	0,84	0,8	5,0%
3,17	2,66	1,61	0,27	3,12	1,07	1	-
D <sub>ij</sub> (densidade óptica líquida) para 48keV							
PLÁSTICO	COBRE-0,1	COBRE- 0,5	CHUMBO	JANELA	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro (%)
1,88	1,40	0,59	0,10	1,75	0,45	0,4	12,5%
2,87	2,41	1,14	0,19	2,82	0,76	0,8	5,0%
3,48	3,47	2,40	0,48	3,47	1,59	2	-
D <sub>ij</sub> (densidade óptica líquida) para 45keV							
PLÁSTICO	COBRE-0,1	COBRE- 0,5	CHUMBO	JANELA	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro (%)
2,77	2,10	0,72	0,12	2,80	0,59	0,6	1,6%
3,19	2,59	0,92	0,17	3,18	0,71	0,8	-
3,39	2,98	1,17	0,22	3,39	0,82	1	-

**Tabela B2 – Comparação entre o  $H_{Pa}$  e o  $H_{Pr}$  - Avaliação (-S) AE1**

$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	K (coef.angular)		
0,05	-0,11	0,07	0,85	0,05	239,65		
D <sub>ij</sub> (densidade óptica líquida) para 1250keV							
PLÁSTICO	COBRE-0,1	COBRE- 0,5	CHUMBO	JANELA	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro (%)
0,01	0,01	0,01	0,01	0,00	2,1	2,0	5,0%
0,04	0,04	0,04	0,05	0,03	10,6	10,0	6,0%
0,08	0,08	0,08	0,10	0,07	21,4	20,0	7,0%
D <sub>ij</sub> (densidade óptica líquida) para 164keV							
PLÁSTICO	COBRE-0,1	COBRE- 0,5	CHUMBO	JANELA	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro (%)
0,06	0,05	0,05	0,02	0,06	5,0	5,0	0,0%
0,12	0,10	0,09	0,04	0,12	9,9	10,0	1,0%
0,24	0,22	0,18	0,08	0,26	19,5	20,0	2,5%
1,10	0,99	0,82	0,40	1,12	95,7	100,0	4,3%
D <sub>ij</sub> (densidade óptica líquida) para 137keV							
PLÁSTICO	COBRE-0,1	COBRE- 0,5	CHUMBO	JANELA	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro (%)
0,08	0,07	0,06	0,02	0,08	5,2	5,0	4,0%
0,15	0,13	0,11	0,04	0,15	10,2	10,0	2,0%
0,28	0,25	0,21	0,07	0,28	17,9	20,0	10,5%
3,12	2,89	2,25	0,76	3,23	192,5	200,0	3,8%
D <sub>ij</sub> (densidade óptica líquida) para 118keV							
PLÁSTICO	COBRE-0,1	COBRE- 0,5	CHUMBO	JANELA	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro (%)
0,09	0,08	0,07	0,02	0,09	5,3	5,0	6,0%
0,18	0,16	0,13	0,04	0,18	10,4	10,0	4,0%
1,82	1,60	1,40	0,36	1,83	98,4	100,0	1,6%
3,91	3,74	3,15	0,79	3,92	209,0	200,0	4,5%
D <sub>ij</sub> (densidade óptica líquida) para 104keV							
PLÁSTICO	COBRE-0,1	COBRE- 0,5	CHUMBO	JANELA	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro (%)
0,52	0,46	0,35	0,08	0,52	22,5	20,0	12,5%
1,34	1,17	0,87	0,18	1,33	52,4	50,0	5,0%
2,70	2,29	1,79	0,37	2,64	109,0	100,0	9,0%
3,95	3,95	3,64	0,76	3,95	206,4	200,0	3,2%

**Tabela B1A – Comparação entre o  $H_{Pa}$  e o  $H_{Pr}$  - Avaliação (+S) AE2**

$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	K (coef.angular)		
0,07	-0,14	-0,37	0,50	0,08	4,05		
<b>1250 keV</b>							
<b>Pl+Pb</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro relativo médio
0,19	X	X	0,17	X	0,40	<b>0,80</b>	35,6%
0,27	X	X	0,21	X	0,50	<b>1,00</b>	35,2%
0,58	X	X	0,51	X	1,20	<b>2,00</b>	25,9%
<b>Pb+Ja</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro relativo médio
X	X	X	0,17	0,19	0,41	<b>0,80</b>	34,6%
X	X	X	0,21	0,27	0,51	<b>1,00</b>	34,0%
X	X	X	0,51	0,58	1,22	<b>2,00</b>	24,9%
X	X	X	1,26	1,43	3,01	<b>5,00</b>	25,6%
X	X	X	2,24	2,44	5,33	<b>10,00</b>	32,0%
<b>Pl+Pb+Ja</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro relativo médio
0,13	X	X	0,11	0,13	0,30	<b>0,60</b>	35,1%
0,19	X	X	0,17	0,19	0,46	<b>0,80</b>	28,1%
0,27	X	X	0,21	0,27	0,59	<b>1,00</b>	26,8%
0,58	X	X	0,51	0,58	1,39	<b>2,00</b>	18,5%
1,43	X	X	1,26	1,43	3,42	<b>5,00</b>	19,1%
2,44	X	X	2,24	2,44	6,02	<b>10,00</b>	25,7%
<b>662 keV</b>							
<b>Pl+Pb+Ja</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro relativo médio
0,44	X	X	0,40	0,44	1,08	<b>2,00</b>	31,4%
1,12	X	X	1,07	1,12	2,85	<b>5,00</b>	28,5%
2,05	X	X	1,89	2,05	5,07	<b>10,00</b>	34,6%
<b>164 keV</b>							
<b>Ja</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro relativo médio
X	X	X	X	0,44	0,14	<b>0,20</b>	17,0%
X	X	X	X	0,97	0,31	<b>0,40</b>	12,1%
X	X	X	X	1,38	0,45	<b>0,60</b>	14,8%
X	X	X	X	1,82	0,59	<b>0,80</b>	15,3%
X	X	X	X	2,20	0,71	<b>1,00</b>	17,0%
<b>Pl+Ja</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro relativo médio
0,44	X	X	X	0,44	0,27	<b>0,20</b>	14,6%
0,97	X	X	X	0,97	0,59	<b>0,40</b>	19,5%
1,38	X	X	X	1,38	0,84	<b>0,60</b>	16,8%
1,82	X	X	X	1,82	1,11	<b>0,80</b>	16,2%
2,20	X	X	X	2,20	1,34	<b>1,00</b>	14,6%
3,21	X	X	X	3,21	1,95	<b>2,00</b>	1,3%

Continuação da Tabela B1A

$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	K (coef.angular)		
0,07	-0,14	-0,37	0,50	0,08	4,05		
<b>118 keV</b>							
<b>Ja</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>pa</sub>	H <sub>pr</sub>	Erro relativo médio
X	X	X	X	2,69	0,87	<b>0,60</b>	18,8%
X	X	X	X	3,00	0,97	<b>0,80</b>	9,8%
X	X	X	X	3,27	1,06	<b>1,00</b>	2,9%
<b>104 keV</b>							
<b>Ja</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>pa</sub>	H <sub>pr</sub>	Erro relativo médio
X	X	X	X	1,75	0,57	<b>0,40</b>	17,5%
X	X	X	X	2,43	0,79	<b>0,60</b>	13,6%
X	X	X	X	3,07	0,99	<b>0,80</b>	10,9%
X	X	X	X	3,23	1,05	<b>1,00</b>	2,3%
<b>Pl</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>pa</sub>	H <sub>pr</sub>	Erro relativo médio
1,75	X	X	X	X	0,50	<b>0,40</b>	10,8%
2,43	X	X	X	X	0,69	<b>0,60</b>	6,9%
3,07	X	X	X	X	0,87	<b>0,80</b>	4,2%
3,23	X	X	X	X	0,92	<b>1,00</b>	4,4%
<b>83 keV</b>							
<b>Pl</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>pa</sub>	H <sub>pr</sub>	Erro relativo médio
4,28	X	X	X	X	1,21	<b>1,00</b>	9,7%
4,30	X	X	X	X	1,22	<b>2,00</b>	25,0%
<b>57 keV</b>							
<b>Pl</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>pa</sub>	H <sub>pr</sub>	Erro relativo médio
3,19	X	X	X	X	0,90	<b>0,80</b>	6,1%
3,24	X	X	X	X	0,92	<b>1,00</b>	4,2%
<b>48 keV</b>							
<b>Pl</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>pa</sub>	H <sub>pr</sub>	Erro relativo médio
3,28	X	X	X	X	0,93	<b>0,80</b>	7,5%
3,28	X	X	X	X	0,93	<b>1,00</b>	3,6%
<b>45 keV</b>							
<b>Pl</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>pa</sub>	H <sub>pr</sub>	Erro relativo médio
3,26	X	X	X	X	0,92	<b>0,80</b>	6,9%
3,25	X	X	X	X	0,92	<b>1,00</b>	4,2%

Tabela B2A – Comparação entre o  $H_{Pa}$  e o  $H_{Pr}$  - Avaliação (-S) AE2

$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	K (coef.angular)		
0,12	-0,04	0,36	0,02	-0,07	300,17		
<b>1250 keV</b>							
<b>Todos os filtros</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro relativo médio
0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	1,17	<b>1,00</b>	7,9%
0,02	0,01	0,02	0,02	0,02	2,46	<b>2,00</b>	10,4%
0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	3,51	<b>5,00</b>	17,8%
<b>Cu0,5</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro relativo médio
X	X	0,01	X	X	1,08	<b>1,00</b>	3,9%
X	X	0,02	X	X	2,16	<b>2,00</b>	3,9%
X	X	0,03	X	X	3,24	<b>5,00</b>	21,8%
<b>Cu01+Cu0,5</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro relativo médio
X	0,01	0,01	X	X	0,96	<b>1,00</b>	2,0%
X	0,01	0,02	X	X	2,04	<b>2,00</b>	1,0%
X	0,03	0,03	X	X	2,88	<b>5,00</b>	27,9%
<b>662 keV</b>							
<b>Cu0,5</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro relativo médio
X	X	0,01	X	X	1,08	<b>1,00</b>	8,1%
X	X	0,02	X	X	2,16	<b>2,00</b>	8,1%
<b>Cu01+Cu0,5</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro relativo médio
X	0,01	0,01	X	X	0,960544	<b>1,00</b>	2,0%
X	0,02	0,02	X	X	1,92	<b>2,00</b>	2,0%
<b>164 keV</b>							
<b>Pl+Ja</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro relativo médio
0,03	X	X	X	0,03	0,45	<b>0,40</b>	5,9%
0,05	X	X	X	0,05	0,75	<b>0,60</b>	11,2%
0,06	X	X	X	0,06	0,90	<b>0,80</b>	5,9%
0,07	X	X	X	0,07	1,05	<b>1,00</b>	2,5%
0,13	X	X	X	0,13	1,95	<b>2,00</b>	1,2%
0,30	X	X	X	0,30	4,50	<b>5,00</b>	5,2%
0,55	X	X	X	0,55	8,25	<b>10,00</b>	9,6%
1,06	X	X	X	1,06	15,91	<b>20,00</b>	11,5%
<b>Pl+Pb+Ja</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	$H_{Pa}$	$H_{Pr}$	Erro relativo médio
0,30	X	X	0,23	0,30	5,88	<b>5,00</b>	8,1%
0,55	X	X	0,45	0,55	10,96	<b>10,00</b>	4,6%
1,06	X	X	0,80	1,06	20,71	<b>20,00</b>	1,7%

Continuação 1 da Tabela B2A

$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	K (coef.angular)		
0,12	-0,04	0,36	0,02	-0,07	300,17		
<i>137 keV</i>							
<i>Pl+Ja</i>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>Pa</sub>	<b>H<sub>Pr</sub></b>	Erro relativo médio
0,03	X	X	X	0,03	0,45	<b>0,40</b>	5,9%
0,04	X	X	X	0,04	0,60	<b>0,60</b>	0,0%
0,05	X	X	X	0,05	0,75	<b>0,80</b>	3,2%
0,06	X	X	X	0,06	0,90	<b>1,00</b>	5,2%
0,11	X	X	X	0,11	1,65	<b>2,00</b>	9,6%
0,25	X	X	X	0,25	3,75	<b>5,00</b>	14,4%
0,51	X	X	X	0,51	7,65	<b>10,00</b>	13,4%
1,00	X	X	X	1,00	15,01	<b>20,00</b>	14,4%
<i>118 keV</i>							
<i>Pb</i>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>Pa</sub>	<b>H<sub>Pr</sub></b>	Erro relativo médio
X	X	X	0,05	X	0,30	<b>0,40</b>	14,4%
X	X	X	0,07	X	0,42	<b>0,60</b>	17,9%
X	X	X	0,18	X	1,08	<b>2,00</b>	31,3%
<i>Cu0,5+Ja</i>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>Pa</sub>	<b>H<sub>Pr</sub></b>	Erro relativo médio
X	X	0,15	X	0,50	5,70	<b>5,00</b>	6,6%
X	X	0,26	X	0,96	7,92	<b>10,00</b>	11,7%
X	X	0,48	X	1,86	12,79	<b>20,00</b>	22,6%
<i>104 keV</i>							
<i>Cu0,1+Cu0,5</i>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>Pa</sub>	<b>H<sub>Pr</sub></b>	Erro relativo médio
X	0,54	0,11	X	X	5,40	<b>5,00</b>	3,9%
X	1,02	0,22	X	X	11,53	<b>10,00</b>	7,1%
X	2,06	0,41	X	X	19,57	<b>20,00</b>	1,1%
<i>Pl</i>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>Pa</sub>	<b>H<sub>Pr</sub></b>	Erro relativo médio
1,75	X	X	X	X	0,50	<b>0,40</b>	10,8%
2,43	X	X	X	X	0,69	<b>0,60</b>	6,9%
3,07	X	X	X	X	0,87	<b>0,80</b>	4,2%
3,23	X	X	X	X	0,92	<b>1,00</b>	4,4%
<i>83 keV</i>							
<i>Pb</i>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>Pa</sub>	<b>H<sub>Pr</sub></b>	Erro relativo médio
X	X	X	0,12	X	0,72	<b>0,60</b>	9,2%
X	X	X	0,14	X	0,84	<b>0,80</b>	2,5%
X	X	X	0,14	X	0,84	<b>1,00</b>	8,7%

Continuação 2 da Tabela B2A

$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	K (coef.angular)		
0,12	-0,04	0,36	0,02	-0,07	300,17		
<b>83 keV</b>							
<b>Pl+Cu0,1+Ja</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>pa</sub>	H <sub>pr</sub>	Erro relativo médio
0,50	0,46	X	X	0,50	1,98	<b>2,00</b>	0,5%
1,02	0,91	X	X	1,02	4,38	<b>5,00</b>	6,6%
1,96	1,76	X	X	1,96	8,28	<b>10,00</b>	9,4%
3,90	3,62	X	X	3,90	15,07	<b>20,00</b>	14,2%
<b>57 keV</b>							
<b>Pl</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>pa</sub>	H <sub>pr</sub>	Erro relativo médio
X	X	X	0,06	X	0,36	<b>0,40</b>	5,2%
X	X	X	0,09	X	0,54	<b>0,60</b>	5,2%
X	X	X	0,11	X	0,66	<b>0,80</b>	9,6%
X	X	X	0,13	X	0,78	<b>1,00</b>	12,4%
X	X	X	0,25	X	1,50	<b>2,00</b>	14,4%
X	X	X	1,30	X	7,80	<b>10,00</b>	12,4%
X	X	X	2,72	X	16,33	<b>20,00</b>	10,2%
<b>48 keV</b>							
<b>Pb</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>pa</sub>	H <sub>pr</sub>	Erro relativo médio
X	X	X	0,06	X	0,36	<b>0,40</b>	7,5%
X	X	X	0,09	X	0,54	<b>0,60</b>	7,5%
X	X	X	0,10	X	0,60	<b>0,80</b>	3,6%
<b>45 keV</b>							
<b>Pl</b>							
Pl	Cu 0,1	Cu 0,5	Pb	Ja	H <sub>pa</sub>	H <sub>pr</sub>	Erro relativo médio
X	X	X	2,33	X	13,99	<b>10,00</b>	16,9%
X	X	X	4,03	X	24,19	<b>20,00</b>	9,5%

**APÊNDICE C – Estudo da dependência angular do AE2 - Tabelas de C1 até C8**

**Tabela C1. Resposta angular (energias de 45 keV a 164 keV) para  $H_p(10) = 10$  mSv, para dosímetros fotográficos (região da película do filtro de chumbo – Pb e emulsão menos sensível).**

Qualidade de radiação	Energia (keV)	DO <sub>0°</sub>	DO <sub>30°</sub>	DO <sub>60°</sub>	DO <sub>90°</sub>	DO <sub>120°</sub>	DO <sub>150°</sub>	DO <sub>180°</sub>	DO <sub>240°</sub>	DO <sub>300°</sub>
W-60	45	2,33	1,24	0,42	0,21	0,03	0,09	0,13	0,04	0,17
N-60	48	0,94	0,85	0,50	0,11	0,05	0,07	0,13	0,03	0,52
W-80	57	1,30	0,76	0,75	0,15	0,13	0,15	0,18	0,11	0,75
N-100	83	0,41	0,39	0,37	0,22	0,30	0,39	0,68	0,26	0,59
W-150	104	0,60	0,58	0,37	0,07	0,13	0,16	0,57	0,12	0,77
N-150	118	0,72	0,69	0,42	0,28	0,45	0,48	0,55	0,47	0,72
W-200	137	0,40	0,33	0,34	0,07	0,10	0,18	0,29	0,13	0,36
N-200	164	0,45	0,44	0,44	0,08	0,09	0,19	0,21	0,09	0,45

**Tabela C2. Resposta angular (energias de 662 keV e 1250 keV) para  $H_p(10) = 10$  mSv, para dosímetros fotográficos (região da película do filtro de chumbo – Pb e emulsão mais sensível).**

Qualidade de radiação	Energia (keV)	DO <sub>0°</sub>	DO <sub>30°</sub>	DO <sub>60°</sub>	DO <sub>90°</sub>	DO <sub>120°</sub>	DO <sub>150°</sub>	DO <sub>180°</sub>	DO <sub>240°</sub>	DO <sub>300°</sub>
S-Cs	662	1,89	2,11	2,24	1,11	1,53	1,24	1,43	1,75	1,58
S-Co	1250	2,24	2,51	2,31	1,37	1,83	1,44	1,51	1,83	1,59

**Tabela C3. Resposta angular (energias de 45 keV a 164 keV) para  $H_p(10) = 10$  mSv, para dosímetros fotográficos (região da película do filtro de – Cu 0,1 e emulsão menos sensível).**

Qualidade de radiação	Energia (keV)	DO <sub>0°</sub>	DO <sub>30°</sub>	DO <sub>60°</sub>	DO <sub>90°</sub>	DO <sub>120°</sub>	DO <sub>150°</sub>	DO <sub>180°</sub>	DO <sub>240°</sub>	DO <sub>300°</sub>
W-60	45	4,11	4,05	3,29	0,41	0,55	0,53	0,70	0,60	0,90
N-60	48	3,50	3,42	2,52	0,20	0,13	0,22	0,43	0,12	0,73
W-80	57	3,76	3,03	2,22	0,24	0,33	0,35	0,50	0,26	0,78
N-100	83	1,76	1,45	1,38	0,40	0,49	0,51	1,16	0,45	1,37
W-150	104	1,02	0,93	0,66	0,13	0,22	0,28	0,31	0,24	1,27
N-150	118	1,06	0,95	0,67	0,39	0,70	0,75	0,85	0,76	0,98
W-200	137	0,55	0,51	0,48	0,10	0,15	0,25	0,31	0,16	0,50
N-200	164	0,62	0,56	0,53	0,12	0,16	0,25	0,30	0,16	0,70

**Tabela C4. Resposta angular (energias de 662 keV e 1250 keV) para  $H_p(10) = 10$  mSv, para dosímetros fotográficos (região da película do filtro de – Cu 0,1 e emulsão mais sensível).**

Qualidade de radiação	Energia (keV)	DO <sub>0°</sub>	DO <sub>30°</sub>	DO <sub>60°</sub>	DO <sub>90°</sub>	DO <sub>120°</sub>	DO <sub>150°</sub>	DO <sub>180°</sub>	DO <sub>240°</sub>	DO <sub>300°</sub>
S-Cs	662	2,13	2,27	2,33	1,24	1,74	1,38	1,57	1,82	1,81
S-Co	1250	2,60	2,70	2,85	1,46	1,81	1,48	1,65	1,83	1,80

**Tabela C5. Resposta angular (energias de 45 keV a 164 keV) para  $H_p(10) = 10$  mSv, para dosímetros fotográficos (região da película sem filtro – Sf e emulsão menos sensível).**

Qualidade de radiação	Energia (keV)	DO <sub>0°</sub>	DO <sub>30°</sub>	DO <sub>60°</sub>	DO <sub>90°</sub>	DO <sub>120°</sub>	DO <sub>150°</sub>	DO <sub>180°</sub>	DO <sub>240°</sub>	DO <sub>300°</sub>
W-60	45	4,05	3,84	3,76	0,40	0,50	0,53	0,74	0,45	0,96
N-60	48	2,78	2,56	1,93	0,23	0,14	0,19	0,38	0,14	0,91
W-80	57	3,02	2,12	1,91	0,28	0,15	0,32	0,43	0,17	1,01
N-100	83	1,96	1,85	1,00	0,42	0,43	0,48	1,04	0,44	1,20
W-150	104	0,92	0,83	0,57	0,15	0,25	0,27	0,30	0,23	0,83
N-150	118	0,96	0,94	0,61	0,37	0,64	0,73	0,80	0,67	0,97
W-200	137	0,51	0,48	0,45	0,10	0,13	0,14	0,21	0,13	0,46
N-200	164	0,55	0,52	0,41	0,12	0,13	0,14	0,18	0,13	0,64

**Tabela C6. Resposta angular (energias de 662 keV e 1250 keV) para  $H_p(10) = 10$  mSv, para dosímetros fotográficos (região da película sem filtro – Sf e emulsão mais sensível).**

Qualidade de radiação	Energia (keV)	DO <sub>0°</sub>	DO <sub>30°</sub>	DO <sub>60°</sub>	DO <sub>90°</sub>	DO <sub>120°</sub>	DO <sub>150°</sub>	DO <sub>180°</sub>	DO <sub>240°</sub>	DO <sub>300°</sub>
S-Cs	662	2,05	2,27	2,30	1,35	1,83	1,38	1,57	1,88	1,63
S-Co	1250	2,44	2,58	2,67	1,59	1,80	1,46	1,60	1,83	1,69

**Tabela C7. Resposta angular (energias de 45 keV a 164 keV) para  $H_p(10) = 10$  mSv, para dosímetros fotográficos (região da película do filtro de – Cu 0,5 e emulsão menos sensível).**

Qualidade de radiação	Energia (keV)	DO <sub>0°</sub>	DO <sub>30°</sub>	DO <sub>60°</sub>	DO <sub>90°</sub>	DO <sub>120°</sub>	DO <sub>150°</sub>	DO <sub>180°</sub>	DO <sub>240°</sub>	DO <sub>300°</sub>
W-60	45	1,20	1,10	0,69	0,22	0,13	0,17	0,22	0,13	0,42
N-60	48	0,22	0,20	0,18	0,16	0,05	0,06	0,07	0,04	0,26
W-80	57	0,30	0,24	0,18	0,17	0,04	0,05	0,06	0,05	0,25
N-100	83	2,13	1,31	0,83	0,27	0,16	0,18	0,27	0,16	0,31
W-150	104	0,22	0,18	0,15	0,06	0,06	0,07	0,08	0,05	0,14
N-150	118	0,26	0,24	0,21	0,17	0,12	0,15	0,16	0,12	0,32
W-200	137	0,19	0,17	0,15	0,06	0,05	0,06	0,08	0,05	0,15
N-200	164	0,23	0,21	0,17	0,07	0,05	0,06	0,08	0,05	0,25

**Tabela C8. Resposta angular (energias de 662 keV e 1250 keV) para  $H_p(10) = 10$  mSv, para dosímetros fotográficos (região da película do filtro de – Cu 0,5 e emulsão mais sensível).**

Qualidade de radiação	Energia (keV)	DO <sub>0°</sub>	DO <sub>30°</sub>	DO <sub>60°</sub>	DO <sub>90°</sub>	DO <sub>120°</sub>	DO <sub>150°</sub>	DO <sub>180°</sub>	DO <sub>240°</sub>	DO <sub>300°</sub>
S-Cs	662	1,82	2,06	2,39	1,27	1,85	1,23	1,51	1,75	1,49
S-Co	1250	1,94	2,19	2,24	1,53	1,79	1,46	1,77	1,81	1,75