

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS – UFMG**  
**ESCOLA DE ENGENHARIA**  
**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA NUCLEAR**  
**CURSO DE CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES**

**“Análise Crítica da Medida da Camada Semi-Redutora  
em Radiologia Diagnóstica”**

Autor: Marco Aurélio de Sousa Lacerda  
Orientador: Prof. Teógenes Augusto da Silva  
Co-Orientador: Prof. Arno Heeren Oliveira

Belo Horizonte – março - 2002  
*Escola de Engenharia da UFMG*

Marco Aurélio de Sousa Lacerda

**ANÁLISE CRÍTICA DA MEDIDA DA CAMADA SEMI-REDUTORA EM  
RADIOLOGIA DIAGNÓSTICA**

Dissertação apresentada ao Curso de Ciências e Técnicas Nucleares do Departamento de Engenharia Nuclear da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de concentração: Técnicas de Radioproteção –  
Aplicação de Radioisótopos

Orientador: Prof. Teógenes Augusto da Silva, D.Sc.  
Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN)  
Professor convidado da UFMG

Co-orientador: Prof. Arno Heeren de Oliveira, D.Sc.  
Departamento de Engenharia Nuclear  
Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte  
Escola de Engenharia da UFMG

2002

*À  
Deus, Meus pais, irmãs e Sheila.*

## *Agradecimentos*

*Durante a realização deste trabalho contei com a indispensável e valiosa colaboração de vários amigos, aos quais me recordo com sincera gratidão.*

*Em especial gostaria de agradecer a:*

- *Teógenes Augusto da Silva, pela orientação científica, apoio e estímulos constantes e pela amizade estabelecida;*
- *Arno Heeren Oliveira, pela orientação científica, apoio e amizade estabelecida;*
- *Elton Gomes Pereira, pelas inúmeras discussões proveitosas sobre o tema, pelas valiosas sugestões durante a revisão deste trabalho e pela amizade estabelecida;*
- *Carlos Manoel Assis Soares, pelas inúmeras discussões proveitosas sobre o tema e pela amizade estabelecida;*
- *Aos amigos do Laboratório de Calibração de Dosímetros do CDTN, dos quais recebi todo tipo de apoio: Annibal Theotônio Baptista Neto, Bernadete Van Zanten Coura, Elton Carvalho Guedes, Flávio Ribeiro Alves, Paulo Rogério Gerken e Thêssa Cristina Alonso;*
- *A todos os funcionários da Divisão de Proteção Radiológica do CDTN que, de uma maneira direta ou indireta, contribuíram para realização deste trabalho;*
- *Aos funcionários do setor de biblioteca do CDTN;*
- *Aos professores e funcionários do Departamento de Engenharia Nuclear da UFMG.*
- *Ao CDTN, pela oportunidade de realizar o presente trabalho;*
- *À CAPES que me concedeu uma bolsa de estudos.*

# SUMÁRIO

|   | <b>Página</b> |
|---|---------------|
| <b>LISTA DE FIGURAS</b>                           | <b>IX</b>     |
| <b>LISTA DE TABELAS</b>                           | <b>XIII</b>   |
| <b>LISTA DE SIGLAS</b>                            | <b>XV</b>     |
| <b>RESUMO</b>                                     | <b>XVI</b>    |
| <b>ABSTRACT</b>                                   | <b>XVIII</b>  |
| <b>1. INTRODUÇÃO</b>                              | <b>1</b>      |
| <b>2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS</b>                    | <b>3</b>      |
| <b>2.1. Conceitos de radiologia</b>               | <b>3</b>      |
| <b>2.1.1. Produção dos raios-X</b>                | <b>3</b>      |
| 2.1.1.1. Radiação de freamento (“Bremmstrahlung”) | 3             |
| 2.1.1.2. Raios-X característicos                  | 4             |
| <b>2.1.2. Aparelhos de raios-X</b>                | <b>4</b>      |
| 2.1.2.1. Tubos de raios-X                         | 4             |
| 2.1.2.2. Gerador de raios-X                       | 8             |
| <b>2.1.3. O espectro de raios-X</b>               | <b>10</b>     |
| 2.1.3.1. Controle do espectro de raios-X          | 10            |
| 2.1.3.2. Qualidade do feixe de raios-X            | 12            |
| <b>2.1.4. Interação dos raios-X com a matéria</b> | <b>13</b>     |
| 2.1.4.1. Efeito fotoelétrico                      | 14            |
| 2.1.4.2. Espalhamento Compton                     | 14            |
| 2.1.4.3. Atenuação dos raios-X                    | 16            |
| 2.1.4.4. Controle da radiação espalhada           | 17            |
| <b>2.1.5. Imagem radiográfica</b>                 | <b>19</b>     |
| 2.1.5.1. Formação da imagem radiográfica          | 20            |
| 2.1.5.2. Qualidade da imagem                      | 21            |

|  |           |
|--|-----------|
| <b>2.2. Proteção radiológica em radiodiagnóstico</b>   | <b>22</b> |
| <b>2.2.1. Programa de garantia da qualidade em radiodiagnóstico (PGQ)</b>  | <b>25</b> |
| 2.2.1.1. Administração da qualidade (AQ)   | 26        |
| 2.2.1.2. Controle da qualidade (CQ)  | 27        |
| 2.2.1.2.1. Controle dos sistemas de registro e visualização da imagem radiográfica   | 28        |
| 2.2.1.2.2. Exatidão do indicador de tensão do tubo (kV <sub>p</sub> )  | 30        |
| 2.2.1.2.3. Exatidão do tempo de exposição  | 31        |
| 2.2.1.2.4. Forma de onda de saída  | 32        |
| 2.2.1.2.5. Filtração do feixe  | 33        |
| 2.2.1.2.6. Reprodutibilidade da exposição ou do kerma no ar  | 36        |
| 2.2.1.2.7. Linearidade da exposição ou do kerma no ar  | 37        |
| 2.2.1.2.8. Rendimento do tubo  | 40        |
| 2.2.1.2.9. Verificação do tamanho e alinhamento dos campos luminoso e de raios-X e do alinhamento entre os centros do filme e do feixe de radiação | 41        |
| <b>2.2.2. Dosimetria das radiações</b>   | <b>42</b> |
| 2.2.2.1. Grandezas físicas ou primárias  | 43        |
| 2.2.2.1.1. Fluência, $\phi$  | 43        |
| 2.2.2.1.2. Kerma, K  | 44        |
| 2.2.2.1.3. Dose absorvida, D   | 44        |
| 2.2.2.2. Grandezas limitantes ou de proteção   | 45        |
| 2.2.2.2.1. Dose absorvida média em um tecido ou órgão, D <sub>T</sub>  | 48        |
| 2.2.2.2.2. Dose equivalente no órgão, H <sub>T</sub>   | 48        |
| 2.2.2.2.3. Dose efetiva, E   | 49        |
| 2.2.2.3. Grandezas operacionais  | 50        |
| 2.2.2.4. Dosimetria dos feixes de raios-X diagnóstico  | 51        |
| 2.2.2.4.1. Câmaras de ionização  | 51        |
| 2.2.2.4.2. Detectores termoluminescentes (TLD's)   | 54        |
| 2.2.2.5. Estimativa da dose em pacientes submetidos a exames de radiodiagnóstico   | 57        |
| <b>2.3. Camada semi-redutora (CSR)</b>   | <b>60</b> |
| <b>2.3.1. Fatores de influência na medida da CSR</b>   | <b>60</b> |
| 2.3.1.1. Influência da geometria   | 60        |
| 2.3.1.2. Influência da dosimetria  | 64        |
| 2.3.1.3. Influência dos atenuadores  | 67        |
| 2.3.1.4. Influência da metodologia de análise dos dados  | 68        |
| <b>2.3.2. Padrões de desempenho</b>  | <b>68</b> |
| <b>2.4. Incerteza na medição</b>   | <b>69</b> |
| <b>2.4.1. Modelagem da medição</b>   | <b>70</b> |
| 2.4.1.1. Avaliação da incerteza padrão do tipo A   | 71        |
| 2.4.1.2. Avaliação da incerteza padrão do tipo B   | 72        |
| <b>2.4.2. Incerteza padrão combinada e expandida</b>   | <b>74</b> |

|   |            |
|---|------------|
| <b>3. MATERIAIS E MÉTODOS</b>                                       | <b>76</b>  |
| <b>3.1. Fonte de raios-x</b>  | <b>77</b>  |
| <b>3.2. Fonte de radiação gama</b>                                  | <b>77</b>  |
| <b>3.3. Câmaras de ionização</b>                                    | <b>79</b>  |
| <b>3.4. Canetas dosimétricas</b>                                    | <b>86</b>  |
| <b>3.5. Sistema termoluminescente</b>                               | <b>89</b>  |
| <b>3.5.1. Detectores termoluminescentes</b>                         | <b>90</b>  |
| <b>3.5.2. Leitora de detectores termoluminescentes</b>              | <b>91</b>  |
| <b>3.5.3. Tratamento térmico</b>                                    | <b>92</b>  |
| <b>3.5.4. Seleção dos TLD's</b>                                     | <b>95</b>  |
| <b>3.5.5. Calibração dos TLD's</b>                                  | <b>97</b>  |
| <b>3.6. Determinação da camada semi-redutora (CSR)</b>              | <b>101</b> |
| <b>3.6.1. Determinação do valor ótimo da CSR</b>                    | <b>101</b> |
| 3.6.1.1. Escolha da técnica radiográfica                            | 101        |
| 3.6.1.2. Desempenho de parâmetros do gerador                        | 102        |
| 3.6.1.3. Atenuadores  | 104        |
| 3.6.1.4. Arranjo experimental                                       | 105        |
| 3.6.1.5. Campo de irradiação  | 107        |
| 3.6.1.6. Metodologia de Análise dos dados                           | 107        |
| <b>3.6.2. Fatores de influência na medida da CSR</b>                | <b>108</b> |
| 3.6.2.1. Influência da geometria                                    | 108        |
| 3.6.2.2. Influência do volume das câmaras de ionização              | 109        |
| 3.6.2.3. Influência dos meios espalhadores                          | 111        |
| 3.6.2.4. Influência do tipo de detector                             | 112        |
| 3.6.2.4.1. Medidas com canetas dosimétricas                         | 112        |
| 3.6.2.4.2. Medidas com TLD (LiF-100)                                | 114        |
| <b>3.6.3. Estimativa das incertezas</b>                             | <b>116</b> |
| <b>3.6.4. Conformidade das CSR's encontradas com a Portaria 453</b> | <b>116</b> |

|   |            |
|---|------------|
| <b>4. RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>   | <b>117</b> |
| <b>4.1. Sistema termoluminescente</b>   | <b>117</b> |
| 4.1.1. Seleção dos TLD's  | 117        |
| 4.1.2. Calibração dos TLD's   | 119        |
| <b>4.2. Medida da camada semi-redutora (CSR)</b>                                | <b>124</b> |
| <b>4.2.1. Determinação do valor ótimo da CSR</b>                                | <b>124</b> |
| 4.2.1.1. Escolha da técnica radiográfica  | 125        |
| 4.2.1.2. Desempenho de parâmetros do gerador                                    | 126        |
| 4.2.1.3. Atenuadores  | 143        |
| 4.2.1.4. Análise dos dados da atenuação do feixe                                | 144        |
| 4.2.1.4.1. Ajuste dos pontos  | 144        |
| 4.2.1.4.2. Estimativa da CSR  | 147        |
| 4.2.1.4.3. Influência do número de pontos varridos                              | 148        |
| 4.2.1.4.4. Influência da consideração do ponto, medido sem atenuador, no ajuste | 150        |
| 4.2.1.4.5. Proposta de uma nova metodologia                                     | 152        |
| 4.2.1.4.6. Confirmação da nova metodologia                                      | 154        |
| 4.2.1.4.7. Avaliação da metodologia adotada pelo IRD                            | 155        |
| <b>4.2.2. Fatores de influência na determinação da CSR</b>                      | <b>156</b> |
| 4.2.2.1. Influência da geometria  | 156        |
| 4.2.2.2. Influência do volume das câmaras de ionização                          | 158        |
| 4.2.2.3. Influência dos meios espalhadores                                      | 160        |
| 4.2.2.4. Influência do tipo de detector   | 163        |
| <b>4.2.3. Exemplo da estimativa da incerteza na medida da CSR</b>               | <b>167</b> |
| 4.2.3.1. Incerteza do tipo A  | 167        |
| 4.2.3.2. Incerteza do tipo B  | 168        |
| 4.2.3.3. Incerteza expandida  | 170        |
| <b>4.2.4. Conformidade das CSR's encontradas com a Portaria 453</b>             | <b>171</b> |
| <b>5. CONCLUSÕES</b>  | <b>173</b> |
| <b>6. REFERÊNCIAS</b>   | <b>175</b> |



## LISTA DE FIGURAS

|  | Página |
|--|--------|
| 1 - Detalhe dos componentes de um tubo de raios-X com anodo rotatório, detalhando também a estrutura do colimador e dispositivos para ajuste do campo de radiação.....   | 5      |
| 2 - Detalhe do anodo rotatório, destacando o ponto focal efetivo, função do ângulo do alvo, que em tubos de raios-X diagnóstico situa-se normalmente entre 11° e 18°.....  | 7      |
| 3 - Formas de onda com a respectiva faixa de flutuação do kV (ripple) para diversos tipos de geradores de raios-X usados em radiologia diagnóstica.....  | 9      |
| 4 - Espectro típico de um feixe de raios-X incidente em um exame.....  | 10     |
| 5 - Efeito da filtração do feixe na forma do espectro de raios-X, normalizado para as diferentes intensidades (distribuições de 100.000 fótons).....   | 11     |
| 6 - Porcentagens relativas das interações Compton e fotoelétrica na água (aproximadamente igual ao tecido mole). .....   | 15     |
| 7 - Etapas envolvidas no processo de obtenção da imagem radiográfica.....  | 26     |
| 8 - Curva de emissão de um material termoluminescente .....  | 55     |
| 9 - Variação da camada semi-redutora (CSR) com a distância entre o foco e a câmara (DFC). Tensão de pico 300 kV; Filtro de tratamento de 4,0 mm de Cu; Diâmetro do filtro irradiado igual a 10 cm; Distância foco-placas (DFP) igual a metade da DFC.....                | 61     |
| 10 - Variação da camada semi-redutora (CSR) com a distância entre o foco e as placas ou filtros (DFP). Tensão de pico 300 kV; Filtro de tratamento de 4,0 mm de Cu; Diâmetro do filtro irradiado igual a 10 cm; Distância foco-câmara (DFC) igual a 100 cm.....          | 62     |
| 11 - Variação da camada semi-redutora (CSR) com o diâmetro do filtro irradiado. Tensão de pico 300 kV; Filtro de tratamento de 4,0 mm de Cu; Distância foco-câmara (DFC) igual a 50 cm; Distância foco-placas (DFP) igual a 25 cm.....                                   | 62     |
| 12 - Variação da camada semi-redutora (CSR) com o diâmetro do filtro irradiado para diferentes distâncias foco-câmara (DFC). Tensão de pico 300 kV; Filtro de tratamento de 4,0 mm de Cu; Distância foco-placas (DFP) igual a metade da distância foco-câmara (DFC)..... | 63     |
| 13 - Variação percentual da CSR ( $K1=CSR(\text{campo})/CSR(\text{campo zero})$ ) com o diâmetro do filtro irradiado. Distância foco-placas (DFP) igual 25 cm e distância foco-câmara (DFC) igual a 50 cm.....   | 63     |

|  |    |
|--|----|
| 14 - Propagação de erros dosimétricos na determinação da CSR; o erro relativo aparece como uma mudança na inclinação da curva de absorção, resultado de um aumento ou redução da CSR por $\Delta CSR$ .....  | 65 |
| 15 - Consequências de diferentes tipos de erros dosimétricos para determinação da CSR. (a) erro do tipo I, $\Delta X_1 / X_1 = \Delta X_2 / X_2 \rightarrow \Delta CSR = 0$ ; (b) erro do tipo II, $\Delta X_1 = \Delta X_2 \rightarrow \Delta CSR / CSR \approx 1,5 \Delta X_1 / X_1$ ; (c) erro do tipo III, $\Delta X_1 / X_1 = -\Delta X_2 / X_2 \rightarrow \Delta CSR / CSR \approx -3 \Delta X_1 / X_1$ ..... | 66 |
| 16 - Equipamento de raios-X VMI - Modelo Pulsar - 800 PLUS.....  | 77 |
| 17 - Irradiador gama STS OB85/3.....   | 78 |
| 18 - Esquema do Irradiador STS OB85/3 .....  | 79 |
| 19 - Desenho e características da câmara RADCAL/MDH 10X5-6.....  | 81 |
| 20 - Dependência energética da câmara RADCAL/MDH 10X5-6.....   | 81 |
| 21 - Desenho e características da câmara RADCAL/MDH 10X5-60.....   | 82 |
| 22 - Dependência energética da câmara RADCAL/MDH 10X5-60.....  | 82 |
| 23 - Desenho e características da câmara RADCAL/MDH 10X5-180.....  | 83 |
| 24 - Dependência energética da câmara RADCAL/MDH 10X5-180.....   | 83 |
| 25 - Dependência energética (em termos de CSR) da câmara interna do eletrômetro RADCAL/MDH modelo 3036 e da câmara externa 30X6-11 acoplada ao mesmo.....  | 84 |
| 26 - Eletrômetro RADCAL/MDH modelo 9010.....   | 85 |
| 27 - Eletrômetro RADCAL/MDH modelo 3036 com a câmara 30X-11 acoplada.....  | 85 |
| 28 - Caneta dosimétrica Dosimeter – modelo 862 L.....  | 87 |
| 29 - Esquema da caneta dosimétrica.....  | 88 |
| 30 - Dependência energética da caneta Dosimeter modelo 862 L, relativo ao $^{137}\text{Cs}$ ..   | 88 |
| 31 - Dependência energética do LiF (relativa ao $^{137}\text{Cs}$ ), comparativamente à outros dois dosímetros (Fluoreto de Cálcio e Óxido de Alumínio).....   | 91 |

|   | Página |
|---|--------|
| 32 - Leitora termoluminescente Harshaw, modelo 4500.....  | 92     |
| 33 - Forno para tratamento térmico dos detectores termoluminescentes.....   | 92     |
| 34 - Estufa utilizada para tratamento térmico pré-leitura dos dosímetros termoluminescentes.....  | 93     |
| 35 - Suporte para acomodar os detectores TL durante o tratamento térmico.....   | 93     |
| 36 - Curva de emissão do LiF (TLD-100). Tax de aquecimento de $0,4^{\circ}\text{Cs}^{-1}$ . .....   | 94     |
| 37 - Curva de emissão do LiF (TLD-100) após tratamento térmico pré-leitura.....   | 95     |
| 38 - Esquema do suporte para irradiação dos detectores TL durante a fase de seleção do lote.....  | 96     |
| 39 - Montagem para irradiação dos detectores TL.....  | 97     |
| 40 - Dados de entrada do Programa XCOMP5 para determinação do espectro.....   | 98     |
| 41 - Saída do Programa XCOMP5.....  | 98     |
| 42 - Detalhe do posicionamento coincidente do ponto de referência da câmara ao ponto de referência dos TLD's.....                             | 98     |
| 43 - Detalhe dos TLD's posicionados no campo de irradiação.....   | 98     |
| 44 - Vista geral do arranjo experimental para determinação do valor ótimo da CSR..  | 106    |
| 45 - Detalhes do arranjo experimental para determinação do valor ótimo da CSR.....  | 106    |
| 46 - Detalhe do arranjo experimental com a câmara 10X5-60 acoplada ao eletrômetro modelo 9010.....  | 110    |
| 47 - Detalhes do arranjo experimental com a câmara 10X5-180 acoplada ao eletrômetro modelo 9010.....  | 110    |
| 48 - Vista geral do arranjo experimental para caneta dosimétrica posicionada no ar e detalhe do campo de irradiação sobre a mesma caneta..... | 113    |
| 49 - Vista geral do arranjo experimental para caneta dosimétrica posicionada sobre camadas de papel e blocos de chumbo.....                   | 113    |
| 50 - Vista geral do arranjo experimental para caneta dosimétrica posicionada sobre a mesa de exames.....                                      | 114    |
| 51 - Vista geral do arranjo experimental para TLD's posicionados no ar e detalhe do posicionamento dos mesmos no campo de irradiação.....     | 115    |

|  | Página |
|--|--------|
| 52 - Vista geral do arranjo experimental para TLD's posicionados sobre blocos de chumbo e camadas de papel.....  | 115    |
| 53 - Fatores de calibração para a faixa de energia compreendida entre 27,1 a 50,2 keV.....   | 122    |
| 54 - Dependência energética do grupo de TLD's padronizada para o $^{137}\text{Cs}$ .....   | 123    |
| 55 - Linearidade do kerma no ar com a corrente no tubo para uma tensão de pico de 60 kV e tempo de exposição fixo em 100 ms.....   | 137    |
| 56 - Linearidade do kerma no ar com a corrente no tubo para uma tensão de pico de 80 kV e tempo de exposição fixo em 100 ms.....   | 137    |
| 57 - Linearidade do kerma no ar com a corrente no tubo para uma tensão de pico de 100 kV e tempo de exposição fixo em 100 ms.....  | 138    |
| 58 - Linearidade entre o kerma no ar e a carga, para uma tensão de pico de 60 kV...  | 138    |
| 59 - Linearidade entre o kerma no ar e a carga, para uma tensão de pico de 80 kV...  | 139    |
| 60 - Linearidade entre o kerma no ar e a carga, para uma tensão de pico de 100 kV...   | 139    |
| 61 - Comparação entre o ajuste polinomial de sexta ordem e ajuste exponencial para vinte e três pontos da atenuação relativa do feixe com a espessura de alumínio..  | 146    |
| 62 - Comparação entre o ajuste polinomial de sexta ordem e ajuste exponencial para dez pontos da atenuação relativa do feixe com a espessura de alumínio (tomados em intervalos de 1,00 mm).....                                 | 149    |
| 63 - Comparação entre o ajuste polinomial de sexta ordem e ajuste exponencial para nove pontos da atenuação relativa do feixe com a espessura de alumínio (tomados em intervalos de 1,00 mm, excluindo-se o primeiro ponto)..... | 151    |
| 64 - Ajuste exponencial dos pontos da atenuação relativa do feixe com a espessura de alumínio (faixa de 2,00 a 3,50 mm de Al).....   | 153    |
| 65 - Comparação das curvas de atenuação encontradas em um ensaio para os diferentes dosímetros.....  | 164    |
| 66 - Relação entre a CSR e a tensão de pico para os padrões de desempenho estabelecidos pela SVS (1998) e resultados encontrados no presente trabalho.....   | 171    |

## LISTA DE TABELAS

|  | Página |
|--|--------|
| 1 - Fatores de ponderação para a energia e para o tipo de radiação .....   | 46     |
| 2 - Valores de fatores de ponderação para tecido ou órgão.....   | 47     |
| 3 - Limites primários anuais de dose .....   | 48     |
| 4 - Níveis de referência de radiodiagnóstico por radiografia para paciente adulto típico.                                | 58     |
| 5 - Valores mínimos de camadas semi-redutoras em função da fase e tensão no tubo....                                     | 69     |
| 6 - Especificações do eletrômetro RADCAL/MDH 3036 e câmaras interna e externa...   | 84     |
| 7 - Especificações do eletrômetro 9010.....  | 85     |
| 8 - Faixas de dose das câmaras série 10X quando usadas com o eltrômetro<br>RADCAL/MDH modelo 3036 e o adptador 30A6..... | 86     |
| 9 - Especificações da caneta dosimétrica Dosimeter – modelo 862L.....  | 87     |
| 10 - Resultados da calibração da caneta Dosimeter 862L, realizada pelo CDT/CNEN....                                      | 89     |
| 11 - Condições de calibração da caneta Dosimeter 862L.....   | 89     |
| 12 - Características do LiF – TLD-100.....   | 90     |
| 13 - Seleção dos dosímetros termoluminescentes.....  | 118    |
| 14 - Resultados da calibração para a técnica 40 kV, 20 mA.s, 200 mA.....   | 120    |
| 15 - Resultados da calibração para a técnica 60 kV, 20 mA.s, 200 mA.....   | 120    |
| 16 - Resultados da calibração para a técnica 80 kV, 20 mA.s, 200 mA.....   | 121    |
| 17 - Resultados da calibração para a técnica 100 kV, 20 mA.s, 200 mA.....  | 121    |
| 18 - Resultados da calibração para a técnica 110 kV, 20 mA.s, 200 mA.....  | 122    |
| 19 - Teste da reprodutibilidade do kerma no ar em diferentes técnicas radiográficas.....                                 | 125    |
| 20 - Medidas da tensão de pico para diferentes técnicas radiográficas.....   | 127    |
| 21 - Medidas do kerma no ar e tempo de exposição para tensão de 60 kV em diferentes<br>técnicas radiográficas.....       | 128    |
| 22 - Medidas do kerma no ar e tempo de exposição para tensão de 80 kV em diferentes<br>técnicas radiográficas.....       | 130    |
| 23 - Medidas do kerma no ar e tempo de exposição para tensão de 100 kV em diferentes<br>técnicas radiográficas.....      | 133    |
| 24 - Reprodutibilidade do kerma no ar para as diferentes técnicas radiográficas.....                                     | 136    |
| 25 - Estimativa do parâmetro linearidade para as técnicas radiográficas analisadas.....                                  | 140    |

|   | Página |
|---|--------|
| 26 - Comparação entre as leituras de kerma no ar atenuadas com placas comerciais e de alta pureza.....  | 143    |
| 27 - Medidas de kerma no ar para diferentes espessuras de atenuador.....  | 145    |
| 28 - Coeficientes da função polinomial e exponencial de melhor ajuste com os respectivos erros, coeficiente de correlação (R) e desvio padrão (DP) do ajuste.....               | 147    |
| 29 - Resultados da CSR para os ajustes polinomial de ordem seis e exponencial.....  | 147    |
| 30 - Coeficientes da função polinomial e exponencial de melhor ajuste com os respectivos erros, coeficiente de correlação (R) e desvio padrão (DP) do ajuste.....               | 149    |
| 31 - Resultados da CSR para os dois ajustes e ambas considerações de $I_0$ .....  | 150    |
| 32 - Coeficientes da função polinomial e exponencial de melhor ajuste com os respectivos erros, coeficiente de correlação (R) e desvio padrão (DP) do ajuste.....               | 151    |
| 33 - Resultados da CSR para os dois ajustes e ambas considerações de $I_0$ .....  | 152    |
| 34 - Coeficientes da função exponencial de melhor ajuste com os respectivos erros, coeficiente de correlação (R) e desvio padrão (DP) do ajuste.....                            | 153    |
| 35 - CSR encontrada para os diferentes ajustes nos ensaios realizados com diferentes tamanhos de campo.....   | 154    |
| 36 - Valores encontrados para a CSR nos seis ensaios realizados com os cinco pontos de interesse para diferentes tamanhos de campo, conforme metodologia presente e do IRD..... | 155    |
| 37 - CSR para diferentes condições de geometria, com respectivo desvio em relação à condição ótima.....   | 157    |
| 38 - CSR's para câmaras de diferentes volumes, acopladas aos eletrômetros RADCAL/MDH modelos 3036 e 9010.....   | 159    |
| 39 - CSR's para câmaras de diferentes volumes, acopladas aos eletrômetros RADCAL/MDH modelos 3036 e 9010 para diferentes meios espalhadores.....                                | 161    |
| 40 - CSR's determinadas com canetas dosimétricas e TLD's posicionados sobre diferentes meios espalhadores.....  | 164    |
| 41 - CSR's para diferentes tensões de pico.....   | 171    |

## LISTA DE SIGLAS

|      |  |
|------|--|
| ABNT | Associação Brasileira de Normas Técnicas                     |
| AAPM | American Association of Physicists in Medicine               |
| CDTN | Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear              |
| CEC  | Comissão da Comunidade Européia                              |
| CNEN | Comissão Nacional de Energia Nuclear                         |
| CSN  | Consejo de Seguridad Nuclear                                 |
| FDA  | Food and Drug Administration                                 |
| IAEA | Agência Internacional de Energia Atômica                     |
| ICRP | International Commission on Radiological Protection          |
| ICRU | International Commission on Radiation Units and Measurements |
| IEE  | Instituto de Eletrotécnica e Energia                         |
| IRD  | Instituto de Radioproteção e Dosimetria                      |
| ISO  | International Organization for Standardization               |
| OMS  | Organização Mundial da Saúde                                 |

## RESUMO

O presente trabalho faz uma análise crítica do teste da camada semi-redutora (CSR) em radiologia diagnóstica, à luz da norma técnica publicada pela Portaria 453 da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde: Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Essa análise consistiu nos seguintes passos:

- (a) definição do valor ótimo da CSR (metodologia ótima);
- (b) avaliação dos fatores de influência nas medidas;
- (c) estimativa das incertezas associadas;
- (d) verificação da conformidade dos valores encontrados para a CSR com os padrões de desempenho estabelecidos pela Portaria 453.

Para a determinação do valor ótimo da CSR, analisou-se os seguintes aspectos: escolha da técnica radiográfica ideal, verificação do desempenho de parâmetros do gerador de influência direta nas medidas, arranjo experimental e atenuadores adequados para a realização dos ensaios e melhor metodologia para análise dos dados. O valor ótimo encontrado com sua devida incerteza associada (estimada de acordo com as recomendações da Associação Brasileira de Normas Técnicas - ABNT, 1998) foi confrontado com àqueles fornecidos através da variação de alguns fatores de influência como: condições de geometria, volume das câmaras de ionização, eletrômetros e tipos de detectores. Em seguida, verificou-se também a adequação dos valores encontrados com os padrões de desempenho estabelecidos pela Portaria 453.

O procedimento prático adotado para a realização das medidas mostrou ser bastante confiável. As grandes discrepâncias decorrentes da adoção de metodologias impróprias para a estimativa da CSR, mostrou a necessidade de se realizar uma análise crítica dos



demais testes de controle de qualidade de maneira a contribuir para uma melhor análise dos padrões de desempenho a serem empregados para cada teste, de acordo com a realidade do país.

**Palavras Chaves:** Portaria 453, controle de qualidade, radiologia diagnóstica, camada semi-redutora (CSR).

## ABSTRACT

This work makes a critical analyses of the half value layer (HVL) measurement in X-rays machines for diagnostic radiology purposes. It is based on the legal issue “Portaria 453 da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde” namely, the “Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico” (SVS, 1998). The following steps had to be carried out:

- (a) definition of the optimal value of the HVL;
- (b) evaluation of the factors that influence the measurements;
- (c) assessment of the associated uncertainties;
- (d) to check the compliance of the HVL’s values found with those prescribed by the SVS (1998).

To find the optimal HVL’s value many factors had to be verified, such as the best radiographic technique, the performance of some characteristics of the high voltage generator - those which have direct influence on the X-ray output, the experimental disposal that fits best, the metallic layers and data analyses methodology. To evaluate the factors that influence the measurements some studies on the geometries, on the chamber volumes, on the electrometers and on the detectors types were carried out. The associated uncertainties were assessed accordingly to the recommendations of the Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT, 1998). Finally, the HVL’s values found were compared to those prescribed by the SVS (1998).

Key words: Quality control, diagnostic radiology, half value layer (HVL)

## 1. INTRODUÇÃO

Os programas de garantia da qualidade (PGQ) implantados em serviços de radiodiagnóstico são hoje importantes ferramentas para a redução dos riscos ao homem associados ao emprego dos raios-X. Como principal proposta desses programas cita-se o estabelecimento de procedimentos para monitorar periodicamente ou continuamente o desempenho das instalações radiológicas com vista a obter uma ótima informação diagnóstica com custos mínimos e também mínimas doses de radiação aos pacientes.

Os PGQ's têm início com os testes de aceitação dos equipamentos novos, seguidos de testes periódicos para assegurar se tais equipamentos estão cumprindo com os critérios especificados pelos fabricantes e normas de organizações nacionais de proteção radiológica. Além disso, os PGQ's ocupam-se com a educação continuada e treinamento constante dos funcionários com respeito às técnicas de exames de forma a minimizar os erros, mantendo um alto nível de consciência dos fatores que determinam a qualidade diagnóstica e dose no paciente (ICRP, 1982).

No Brasil, a Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde, através da Portaria 453 de 1998 (SVS, 1998), aprovou o regulamento técnico: Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Tal documento regulamenta o trabalho com radiologia diagnóstica, estabelecendo critérios e medidas de proteção radiológica necessários para a implantação de um PGQ.

A filtração do espectro de radiação produzido por um tubo de raios-X é um dos parâmetros a serem controlados para otimização de um exame radiográfico. A técnica mais comumente empregada para se medir a filtração total é aquela que relaciona a mesma à camada semi-redutora (CSR), em uma dada tensão de pico ( $kV_p$ ). Nesse sentido se aplica os padrões de desempenho estabelecidos pela SVS (1998).

A determinação da CSR é feita medindo-se a intensidade do feixe de raios-X à medida que se acrescenta atenuadores (alumínio para a qualidade de diagnóstico) de espessuras definidas no caminho do feixe. Aquela espessura necessária para reduzir a intensidade do feixe de raios-X a 50% do valor original é definida como a camada semi-redutora do feixe. Medidas precisas da CSR requerem a fixação de todos os parâmetros que possam influir de alguma forma no valor final da medida.

O presente trabalho faz uma análise crítica do teste da camada semi-redutora em feixes de raios-X diagnóstico à luz da norma técnica publicada pela SVS (1998). Essa análise visa fixar os parâmetros relevantes nas medidas da CSR, estabelecendo as incertezas associadas, de forma que possa se assegurar a adequação do equipamento analisado aos padrões de desempenho estabelecidos pela SVS (1998).

O trabalho pretende fornecer também, através do exemplo realizado para a CSR, os passos básicos envolvidos na análise crítica de um teste de controle de qualidade em radiodiagnóstico. Essa análise é fundamental uma vez que há inúmeras divergências a respeito dos procedimentos mais adequados para a realização dos testes. Divergências essas que podem levar a erros significativos nas medidas.

## **2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS**

### **2.1. Conceitos de radiologia**

Antes de entrar especificamente no tema proposto pela dissertação, é necessário abordar alguns conceitos de radiologia. O presente item descreve tais conceitos, resumidos a partir da literatura básica sobre o tema.

#### **2.1.1. Produção dos raios-X**

Os raios-X são produzidos quando elétrons altamente energéticos interagem com a matéria, convertendo sua energia cinética em radiação eletromagnética. Os elétrons, acelerados a uma alta velocidade, colidem com o material alvo, sofrendo múltiplas interações. Tais interações resultam na formação de raios-X de diferentes energias e calor, sendo a eficiência de produção de raios-X (<1%) muito baixa comparada à produção de calor, na faixa de energia de interesse em radiologia diagnóstica (BUSHBERG, et. al. 1994).

Existem dois mecanismos de produção de raios-X, dependendo do tipo de interação entre os elétrons e o alvo: radiação de freamento e raios-X característico (LAMEL, 1981).

##### **2.1.1.1. Radiação de freamento (“Bremstrahlung”)**

Um elétron ao passar bem próximo a um núcleo do eletrodo alvo, terá um desvio em sua trajetória, devido à diferença entre a carga negativa deste e a carga positiva do alvo. Ao ser desviado, a energia cinética perdida devido ao processo de desaceleração é convertida em raio-X, cuja energia é determinada pela distância entre o elétron e o núcleo. Ou seja, é máxima para interação direta com o núcleo e diminui a medida que a distância de interação aumenta.

### **2.1.1.2. Raios-X característicos**

Quando um elétron do feixe interage com algum elétron orbital de um átomo do eletrodo alvo, pode haver uma transferência de energia capaz de ejetar esse elétron, deixando uma vacância na respectiva camada eletrônica. Esta condição instável é imediatamente corrigida com o preenchimento da vacância criada, por um elétron de uma órbita mais externa (menor energia de ligação). Como no referido processo há uma diminuição da energia potencial do elétron, esse excesso é emitido em forma de raio-X, de energia dada pela diferença entre os níveis energéticos. Uma vez que esses níveis são únicos para cada elemento, os fótons gerados nesse processo são denominados raios-X característicos.

### **2.1.2. Aparelhos de raios-X**

Os aparelhos de raios-X possuem três componentes principais: o painel de controle, o tubo de raios-X e o gerador de alta tensão. O primeiro componente é responsável pelo controle da voltagem e corrente do tubo, bem como do tempo de exposição, de maneira a obter os parâmetros adequados para uma radiografia de boa qualidade (MOTA et al., 2000). Os demais componentes são descritos nos dois próximos sub-itens.

#### **2.1.2.1. Tubos de raios-X**

O tubo de raios-X é um dispositivo que permite a produção de raios-X por um dos dois mecanismos: bremsstrahlung e radiação característica. Seus maiores componentes incluem: catodo, anodo, rotor/stator, envelope de vidro ou metal e alojamento do tubo com os cabos de força. A FIG. 1 mostra detalhes desses componentes, juntamente com os

colimadores, que são dispositivos anexados ao alojamento do tubo, com a função de definir a forma e o tamanho do campo de radiação (BUSHBERG, et. al. 1994).

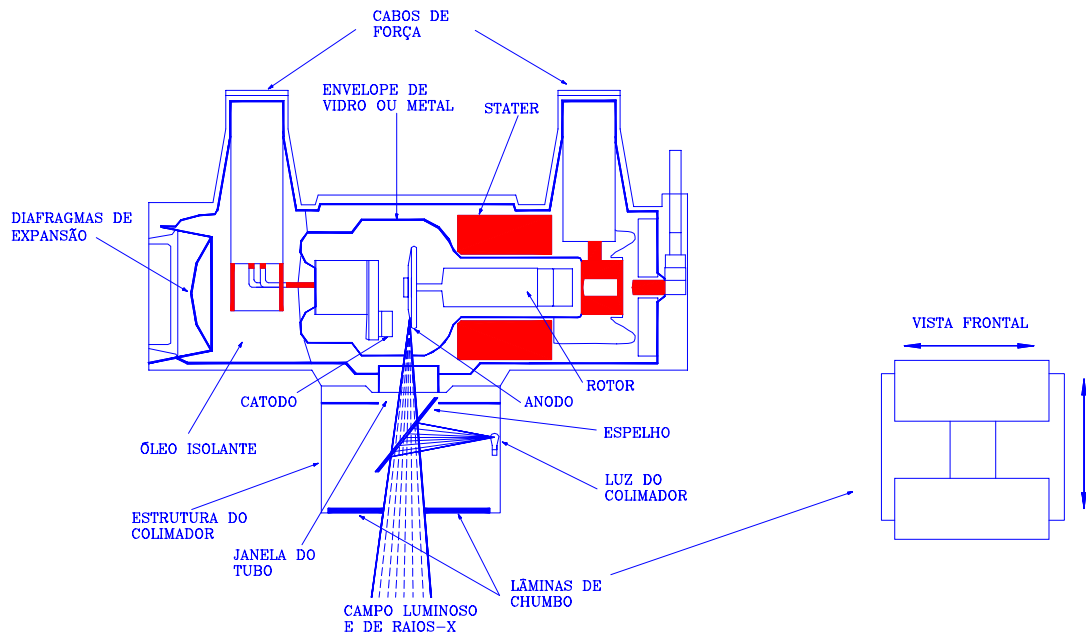


FIGURA 1 - Detalhe dos componentes de um tubo de raios-X com anodo rotatório, detalhando também a estrutura do colimador e dispositivos para ajuste do campo de radiação.

FONTE: BUSHBERG, et. al. 1994.

Os elétrons gerados pela fonte (catodo) são acelerados em direção ao alvo (anodo) no vácuo, através do suprimento de uma alta tensão por um gerador. A diferença de potencial varia de 20.000 a 150.000 volts (20 kVp a 150 kVp), para aplicações diagnósticas por imagens. A corrente do tubo, medida em miliamperes (mA), é a quantidade de elétrons que fluem da fonte para o alvo. Para projeções radiográficas comuns, a corrente do tubo normalmente varia de 100 a 1000 mA ( $1\text{mA} = 1,6 \cdot 10^{16}$  elétrons / segundo), com tempos de exposição curtíssimos (BUSHBERG, et. al. 1994).

*(a) O Catodo*

O catodo é a fonte de elétrons do tubo de raios-X ou polo negativo, constituído de um filamento helicoidal de tungstênio circundado por uma capa focalizadora. O circuito do filamento fornece uma diferença de potencial da ordem de 10 volts, para gerar uma corrente na faixa de 3 a 6 amperes. Os elétrons são gerados pelo aquecimento do filamento à altíssimas temperaturas, devido à sua resistência à corrente mencionada, fenômeno denominado emissão termiônica. A capa focalizadora é um dispositivo carregado negativamente, que envolve o filamento, com a finalidade de controlar a dispersão dos elétrons, causada pela repulsão mútua entre eles. Muitos tubos de raios-X diagnóstico possuem dois filamentos focais inseridos na capa focalizadora, um pequeno e outro grande (foco fino e foco grosso), escolhidos conforme a magnitude da corrente desejada (BUSHBERG, et. al. 1994; JOHNS and CUNNIGHAM, 1983).

*(b) O Anodo*

O anodo é o eletrodo alvo, mantido em um potencial positivo em relação ao catodo. Dessa forma, os elétrons liberados pelo catodo são acelerados em direção ao anodo, transformando sua energia cinética, através de interações radiativas ou colisionais, em calor ( $\approx 99\%$ ) e radiação eletromagnética de espectro energético largo, incluindo uma pequena fração de raios-X ( $\approx 0,5\%$ ) (BUSHBERG, et. al. 1994).

O material escolhido para o anodo deve possuir elevada eficiência de conversão de elétrons em fótons (alto número atômico,  $Z$ ), alto ponto de fusão e alta condutividade térmica. O tungstênio ( $Z=74$ ), por possuir essas características, é o material mais comumente usado. Em tubos de mamógrafos é comum também, o emprego de molibdênio ( $Z=42$ ) e ródio ( $Z=45$ ) (DENDY et al., 1987).



Os anodos dos tubos de raios-X modernos apresentam-se, normalmente, em duas configurações: fixos e rotatórios. Os primeiros, mais simples, consistem de um pequeno disco de tungstênio, encravado em um bloco de cobre, cuja função é remover o calor gerado no tungstênio, fornecendo também suporte físico para o mesmo. Alguns equipamentos de raios-X odontológicos, e sistemas portáteis de fluoroscopia utilizam essa configuração de anodo. A segunda configuração (anodo rotatório) consiste de um disco de tungstênio conectado a um dispositivo que gira durante a produção de raios-X. A rotação é realizada por um motor de indução, constituído de um rotor e stator (FIG. 1 anterior) e tem a função de distribuir melhor a energia térmica instantânea em toda a área da faixa focal. Essa área, que define o tamanho do ponto focal, juntamente com o ângulo do anodo é mostrada na FIG. 2.

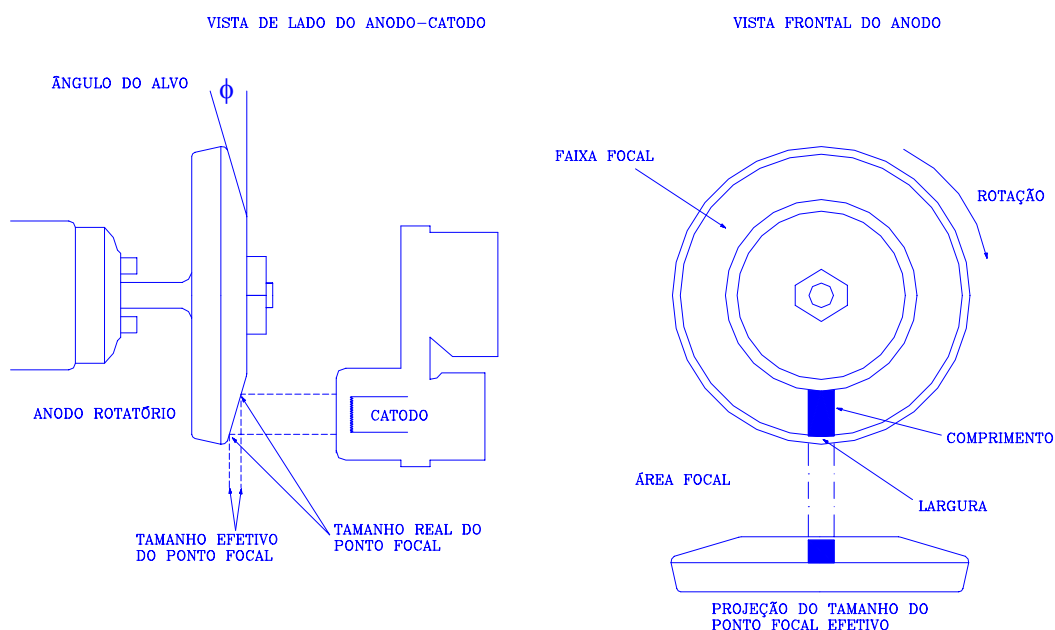


FIGURA 2 - Detalhe do anodo rotatório, destacando o ponto focal efetivo, função do ângulo do alvo, que em tubos de raios-X diagnóstico situa-se normalmente entre  $11^\circ$  e  $18^\circ$ .

FONTE: BUSHBERG, et. al. 1994.

Ao anodo estão relacionados dois problemas: efeito anódico (Heel Effect) e radiação extra focal (Off-focus radiation). O primeiro, refere-se à redução da intensidade do feixe de raios-X, no lado onde está situado o anodo, no campo de radiação, explicado pela maior espessura de anodo atravessado pelo fóton que emerge desse lado. O segundo, é causado pelos elétrons que colidem com outras áreas do anodo, criando uma grande fonte de raios-X de baixa intensidade (BUSHBERG, et. al. 1994).

*(c) Envelope de vidro e alojamento do tubo*

O catodo, anodo, rotor e as respectivas estruturas de suporte, do tubo de raios-X são inseridas em um envelope de vidro ou metal, onde é criado vácuo, para evitar colisões dos elétrons provenientes do catodo com as moléculas de gás. Esse envelope é isolado e protegido por uma estrutura ou invólucro que contém um óleo especial, para garantir a condução do calor e isolamento elétrico, e uma blindagem de chumbo para atenuar os raios-X emitidos em outras direções, fora da janela do tubo. A radiação de fuga consiste dos raios-X que atravessam essa blindagem, existindo limites estabelecidos por normas para controle da mesma (DENDY et al., 1987).

#### **2.1.2.2. Gerador de raios-X**

Os geradores de raios-X distribuem a potência elétrica necessária para energizar o tubo de raios-X e permitem a seleção da energia e quantidade dos raios-X, bem como do tempo de exposição. Os geradores possuem: (a) um circuito elétrico que transforma a voltagem de linha padrão em alta voltagem (transformadores); (b) um painel de controle para permitir a seleção da voltagem, corrente do tubo e tempo de exposição; (c) um circuito retificador (diodo), para permitir o fluxo de elétrons somente no sentido catodo-anodo e; (d) medidores de tensão e corrente, que consistem respectivamente de resistores

calibrados que controlam a voltagem do circuito do filamento (catodo) e amperímetros para medir a corrente necessária para a emissão termiônica requerida (DENDY et al., 1987; BUSHBERG, et. al. 1994).

Quatro tipos de geradores são comumente usados: monofásicos, trifásicos, de potencial constante e inversor de média/alta frequência. Todos possuem basicamente os mesmos componentes citados no parágrafo anterior. A FIG. 3 ilustra, resumidamente, as formas de onda da voltagem para cada tipo de gerador, destacando a faixa de flutuação (ripple) definida como:

$$Ripple(\%) = \left[ \frac{V_{máx} - V_{mín}}{V_{máx}} \right] \cdot 100 \quad (2.1)$$

Onde,  $V_{máx}$ . e  $V_{mín}$ . são, respectivamente, os valores máximos e mínimos da forma de onda da voltagem de entrada do gerador.

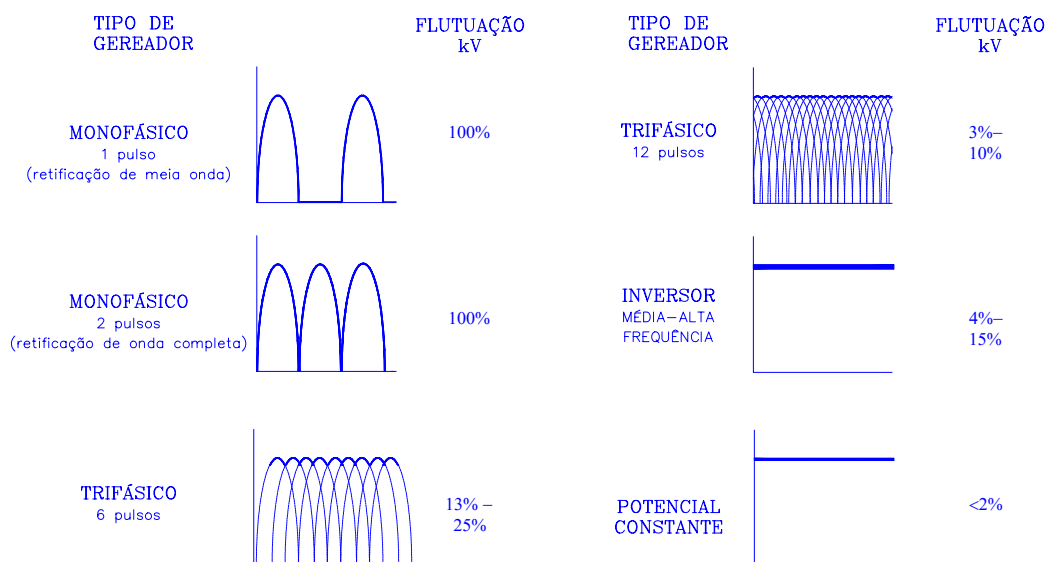


FIGURA 3 - Formas de onda com a respectiva faixa de flutuação do kV (ripple) para diversos tipos de geradores de raios-X usados em radiologia diagnóstica.

FONTE: BUSHBERG, et. al. 1994.

### 2.1.3. O espectro de raios-X

A distribuição de fótons de diferentes energias em um feixe tem efeitos significantes no exame radiológico. O contraste da imagem, a espessura do paciente, que pode ser radiologicamente visualizada, a dose no paciente e a quantidade de radiação espalhada na sala são todas afetadas pela composição energética dos fótons (LAMEL, 1981).

Um espectro típico da energia de um feixe incidente em um exame é mostrado na FIG. 4 . A curva suave (espectro contínuo) representa a contribuição das interações bremsstrahlung e os picos representam os raios-X característicos, cujas energias dependem do material do alvo.

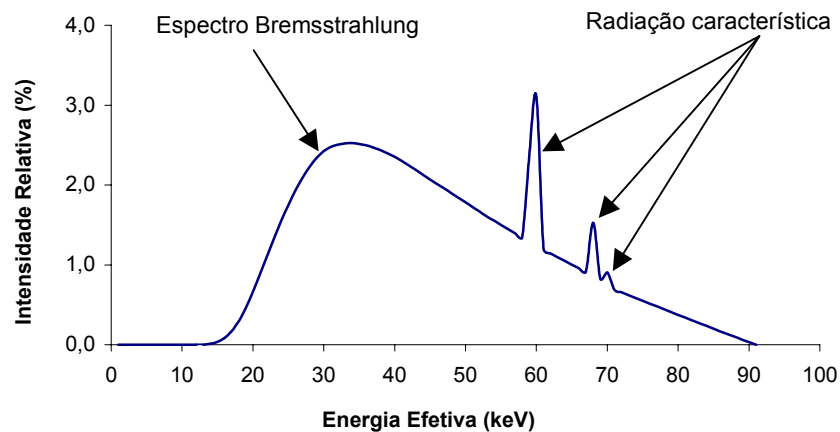


FIGURA 4 - Espectro típico de um feixe de raios-X incidente em um exame.

Programa: XCOMP (Tensão de 90 kV; filtração 2,0 mm de Al e distância de 100 cm do foco).

#### 2.1.3.1. Controle do espectro de raios-X

A forma do espectro de energia será fortemente influenciada por três fatores: a filtração do feixe, a voltagem do tubo e o tipo particular de suprimento da alta voltagem (AAPM, 1980). A variação da corrente no tubo não afeta o espectro de raios-X, uma vez

que a corrente está teoricamente relacionada com a taxa de produção de fótons e não com sua energia. Logo, estando fixo o produto da corrente pelo tempo (mA.s), teoricamente não deveria ser observada diferença na imagem radiográfica. Na prática podem surgir diferenças que devem ser verificadas através do teste da reciprocidade do kerma no ar, referenciado no *item 2.2.1.2.6*.

(a) *Efeito da filtração*

Quando um feixe de raios-X atravessa um determinado material, sua intensidade será reduzida devido à absorção dos fótons de menores energias. Isso ocasionará um estreitamento do espectro de radiação, como mostrado na FIG. 5.

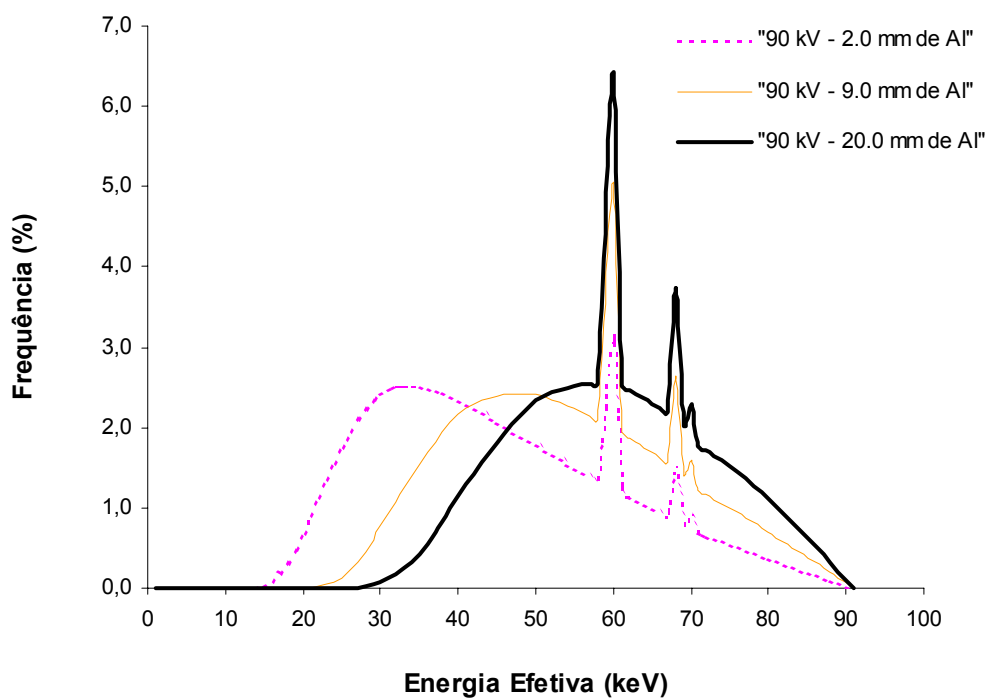


FIGURA 5 - Efeito da filtração do feixe na forma do espectro de raios-X, normalizado para as diferentes intensidades (distribuições para 100.000 fótons).

Programa XCOMP (Tensão de 90 kV; distância de 100 cm e filtrações de 2,0 mm, 9,0 mm e 20,0 mm de Al, respectivamente).

A energia efetiva do feixe ( $E_{ef}$ ), ou a energia mais provável, representada na FIG. 5 (aproximadamente 1/3 da energia máxima), aumenta a medida que se acrescenta os filtros no caminho do feixe, tornando-o cada vez mais mono-energético ou penetrante. Se por um lado o aumento da filtração do feixe (diminuindo o número de fótons de baixa energia) diminui a dose na pele do paciente, ele possui o inconveniente de diminuir o contraste e também o número total de fótons, diminuindo, assim, a qualidade da imagem radiográfica.

*(b) Efeito da voltagem do tubo*

Aumentando-se o potencial de aceleração dos elétrons, aumenta-se a energia efetiva do espectro de raios-X, consequência do aumento do número de fótons de maior energia. Isso ocasionará um efeito mais significativo na imagem radiográfica que a remoção dos fótons de menor energia (AAPM, 1980).

*(c) Efeito do suprimento de alta voltagem*

Diferenças significantes podem ser encontradas entre espectros de raios-X produzidos por tubos e combinações de filtros idênticos, porém formas de onda da alta voltagem diferentes. As escolhas dos tipos de geradores e circuitos retificadores modificam o espectro dos elétrons produzidos e, portanto, alteram a distribuição espectral e a taxa de produção dos raios-X (AAPM, 1980).

### **2.1.3.2. Qualidade do feixe de raios-X**

A descrição da natureza de um feixe de raios-X em termos da habilidade desse feixe penetrar um material de composição conhecida é de interesse peculiar na radiologia diagnóstica. Essa descrição expressa a qualidade do feixe e está diretamente relacionada com a composição energética dos fótons, representada pelo espectro de raios-X.

A expressão mais completa da qualidade de um feixe de raios-X é sua distribuição espectral. Os métodos para determinação de tal espectro incluem: (a) análise de atenuação; (b) cálculos teóricos; (c) espectrometria com detectores cintiladores, contadores proporcionais (gasosos), detectores de germânio-lítio (Ge (Li)) e germânios hiperpuros (HPGe) (ICRU, 1962, 1970; KNOLL, 1989).

A camada semi-redutora (CSR), definida como a espessura de um dado material absorvedor que reduz (atenua) a intensidade do feixe à metade do valor original, é o parâmetro mais utilizado para expressar a qualidade do feixe. Porém, a CSR unicamente não é adequada para medir a habilidade de penetração de um feixe, sendo necessário um parâmetro adicional como a tensão de pico ou o coeficiente de homogeneidade (razão entre a primeira e segunda CSR). A segunda CSR é definida como a espessura de material absorvedor necessário para reduzir a intensidade do feixe de 50% para 25% do seu valor inicial (ICRU, 1962). O coeficiente de homogeneidade é tratado por TROUT et al. (1962).

#### **2.1.4. Interação dos raios-X com a matéria**

O contraste entre as diferentes estruturas do corpo em um exame de radiodiagnóstico é resultante da remoção dos fótons do feixe primário. A qualidade do feixe influencia a qualidade da imagem e a dose no paciente através dos mecanismos pelos quais os fótons de diferentes energias interagem com o tecido (MARTIN et al., 1999a). Dois mecanismos de interação são importantes para feixes de raios-X diagnóstico: o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton.

#### 2.1.4.1. Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é o processo pela qual um fóton de raios-X interage com a matéria, transferindo toda sua energia para um elétron (normalmente da camada K ou L) ligado ao átomo do absorvedor. Esse elétron será ejetado do átomo com uma energia cinética ( $E_e$ ) igual a diferença entre a energia do fóton ( $E_0$ ) e a energia de ligação do elétron orbital ( $E_l$ ) (BUSHBERG, et. al. 1994).

$$E_e = E_0 - E_l \quad (2.2)$$

A lacuna deixada pelo elétron ejetado será preenchida por elétrons de camadas “mais externas” (menor energia de ligação), resultando na emissão de raios-X característicos e/ou elétrons Auger. Como as energias desses raios-X são muito baixas para os elementos constituintes dos tecidos biológicos e, os elétrons Auger e fotoelétrons possuem um pequeno alcance dentro dos mesmos tecidos, o efeito fotoelétrico é um processo essencialmente local. Ou seja, toda a energia do fóton inicial é absorvida próximo ao ponto de interação (JOHNS and CUNNINGHAM, 1983; LAMEL, 1981).

A probabilidade de absorção fotoelétrica por unidade de massa é aproximadamente proporcional a  $Z^3/E^3$ , onde  $Z$  é o número atômico do absorvedor e  $E$  é a energia do fóton incidente (BUSHBERG, et. al. 1994). Essa proporcionalidade explica o contraste da imagem entre o osso e o tecido mole (densidade do osso igual a  $1,85 \text{ g/cm}^3$  e do tecido mole  $1 \text{ g/cm}^3$ ) e o decréscimo acentuado do mesmo contraste para raios-X de altas energias.

#### 2.1.4.2. Espalhamento Compton

O espalhamento Compton é a interação predominante dos raios-X com o tecido mole na faixa de energia de radiodiagnóstico, e ocorre entre os fótons e os elétrons de



valência, que possuem energias de ligações desprezíveis. O elétron é ejetado do átomo e o fóton espalhado com a seguinte energia:

$$E_{esp} = \frac{E_0}{[1 + (E_0 / 0,511).(1 - \cos\theta)]} \quad (2.3)$$

Onde,

$E_0$  e  $E_{esp}$  são, respectivamente, a energia do fóton incidente e espalhado, em MeV;

$\theta$  é o ângulo do fóton espalhado em relação à trajetória incidente.

A probabilidade de interação Compton no tecido aumenta (comparada à interação fotoelétrica) com o aumento da energia do fóton incidente (FIG. 6). A densidade eletrônica (produto do número de elétrons por grama de material pela densidade) também influi na probabilidade de interação Compton, uma vez que sendo o número de elétrons por grama praticamente constante no tecido (exceção do hidrogênio), a mesma probabilidade por unidade de massa é praticamente independente de  $Z$  e por unidade de volume é aproximadamente proporcional a densidade do material (BUSHBERG, et. al. 1994).

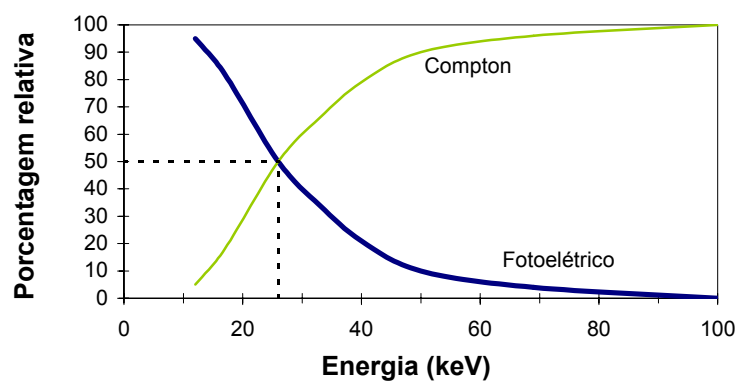


FIGURA 6 - Porcentagens relativas das interações Compton e fotoelétrica na água (aproximadamente igual ao tecido mole).

FONTE: LAMEL, 1981.

### 2.1.4.3. Atenuação dos raios-X

Um feixe de raios-X monoenergético ao atravessar um determinado material de espessura  $x$  sofrerá atenuação ou redução do número de fótons, causado por absorção ou espalhamento, segundo uma lei exponencial:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (2.4)$$

onde,

$I$  : é o número de fótons que atravessam o material;

$I_0$  : é o número de fótons que incidem no material (feixe primário);

$\mu$ : coeficiente de atenuação linear, em  $cm^{-1}$ .

O coeficiente  $\mu$  representa a probabilidade do fóton de raios-X ser removido do feixe por espessura de material. Ele é a soma do coeficiente de atenuação linear individual para cada tipo de interação, que para a faixa de energia de diagnóstico são o efeito fotoelétrico e espalhamento Compton. O primeiro tipo de interação, como foi dito, é altamente dependente da energia dos fótons (predomina em energias efetivas menores que 30 keV) e número atômico do absorvedor; já o espalhamento Compton predomina em energias mais altas e absorvedores com baixo número atômico (como o tecido) (KNOLL, 1989).

A definição de CSR permite deduzir, através da EQ. 2.4:

$$\frac{I_0}{2} = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot CSR} \rightarrow CSR = \frac{\ln(2)}{\mu} \quad (2.5)$$

O uso do coeficiente de atenuação linear é limitado pelo fato dele variar com a densidade do absorvedor ( $\rho$ ), mesmo que o absorvedor seja o mesmo ( $\mu_{\text{água}} > \mu_{\text{gelo}} > \mu_{\text{vapor}}$ ). Dessa forma, é comum o uso do coeficiente de atenuação em massa ( $\mu / \rho$  em  $\text{cm}^2 / \text{g}$ ) e a espessura mássica ( $\rho \cdot x$  em  $\text{g} / \text{cm}^2$ ) na EQ. 2.4:

$$I = I_0 \cdot e^{-(\mu / \rho) \cdot (\rho \cdot x)} \quad (2.6)$$

#### 2.1.4.4. Controle da radiação espalhada

O feixe de radiação que emerge de um objeto irradiado consiste de duas partes distintas: radiação primária e radiação secundária. A radiação primária é a radiação emitida diretamente do tubo de raios-X. Ao passar através do paciente, essa radiação primária será fortemente reduzida em intensidade (atenuação), a partir das interações individuais de cada fóton. A radiação secundária é o resultado das interações dos fótons primários com o paciente (LAMEL, 1981).

Na faixa de energia de radiodiagnóstico, a radiação secundária consiste de raios-X característicos, fotoelétrons, fótons espalhados e elétrons Compton. Como os elétrons têm um alcance muito pequeno no tecido, os fotoelétrons e elétrons Compton são essencialmente absorvidos localmente. Os raios-X característicos para a maior parte dos constituintes do tecido vivo possuem energias pequenas para conseguirem alcançar o filme radiográfico. Logo, apenas o espalhamento Compton produz radiação secundária significativa (LAMEL, 1981).

A radiação espalhada é um problema para a imagem radiográfica, uma vez que diminui bastante o contraste, ao produzir uma mudança maior na densidade ótica do filme nas regiões mais claras, obscurecendo detalhes anatômicos relevantes. Dessa forma, deve-se buscar meios de diminuir o espalhamento, o que normalmente é feito reduzindo a área

irradiada (colimação), usando grades anti-difusoras, afastando o filme do paciente (“air gap”) e usando a técnica da fenda móvel (“moving slit”) (BUSHBERG, et. al. 1994).

*(a) Colimação*

A redução do tamanho do campo diminui o volume de tecido irradiado, diminuindo, portanto, a exposição à radiação de partes do corpo sem interesse diagnóstico. Porém, em uma aparente contradição, a diminuição do tamanho do campo implica num aumento dos fatores de técnica radiográfica, para obtenção da mesma densidade ótica. No entanto, esse aumento é menor comparado a redução da dose, alcançada pela diminuição do volume de tecido irradiado (MOTA et al., 2000).

Os principais dispositivos utilizados para limitar a forma e o tamanho do campo de radiação são: diafragmas, colimadores ajustáveis, cones e cilindros. Diafragma é uma folha de chumbo presa ao cabeçote do tubo com um orifício no meio que determina a forma e o tamanho do campo. Cones e cilindros são tubos de metal de várias formas e tamanhos que limitam o campo de radiação, na extremidade oposta ao cabeçote, diferenciando, dessa forma, dos diafragmas, que limitam o campo junto ao cabeçote. Os colimadores ajustáveis são encontrados atualmente em quase todas as máquinas novas de raios-X diagnóstico e consistem de dois pares de lâminas de chumbo, com ajustes independentes, que fazem entre si um ângulo de  $90^\circ$  (FIG. 1). Eles normalmente são acompanhados de um localizador luminoso composto de lâmpada e espelho, que se bem regulados com o colimador, projetam um campo luminoso coincidente com o feixe de radiação (MOTA et al., 2000; LAMEL, 1981).

*(b) Grades anti-difusoras*

As grades anti-difusoras são compostas de uma série de pequeníssimas lâminas alternadas de chumbo e material radiotransparente orientadas de modo a permitir a

passagem da maior parte dos fótons primários, absorvendo os fótons espalhados (espaços alinhados com o ponto focal) (MOTA et. al., 2000).

As grades reduzem a quantidade de radiação espalhada que alcança o receptor de imagem, porém, o uso das mesmas pode aumentar consideravelmente (fator de 2 a 4) a dose no paciente. Por isso, cuidados devem ser tomados no que tange à necessidade de sua utilização e as características que devem possuir (ICRP, 1982; MARTIN et al., 1999).

*(c) Técnica “Air Gap”*

O uso de espaços de ar entre o paciente e o receptor de imagem pode ser uma alternativa eficiente para substituir as grades, uma vez que esse espaçamento reduz a radiação espalhada pelo paciente recebida pelo detector. As limitações da utilização dessa técnica são: magnificação da imagem, perda de detalhe (devido ao aumento da penumbra) e aumento da dose no paciente (ICRP, 1982; LAMEL, 1981).

*(d) Técnica do “Moving Slits”*

É uma técnica idealizada há muitos anos, mas que só recentemente, com o avanço da tecnologia, pôde ser aplicada na prática. Consiste na irradiação do paciente com um feixe de raios-X colimado, com o formato de uma fenda que se move sincronizada com o tubo e outra fenda localizada junto ao filme. Com isso, elimina-se grande parte da radiação espalhada pelo paciente, melhorando o contraste radiográfico e diminuindo a dose no paciente (MOTA et al., 2000; LAMEL, 1981).

### **2.1.5. Imagem radiográfica**

A imagem radiográfica é a resposta do sistema de detecção à passagem do feixe de raios-X através da parte do corpo que se pretende diagnosticar. Em suma, ela é o produto

final do exame radiológico, cuja interpretação adequada de suas características, permite o diagnóstico desejado.

#### **2.1.5.1. Formação da imagem radiográfica**

O feixe de raios-X que emerge do corpo irradiado sofre variações de intensidade ao longo de sua extensão. Essas variações devem então ser convertidas em luz visível. Em raios-X convencional utiliza-se para tal finalidade a combinação de uma tela intensificadora (ou écran) e um filme radiográfico (BUSHBERG, et. al. 1994).

Telas intensificadoras são camadas de materiais fluorescentes, alojadas em um chassi (cassete) onde o filme é inserido. Os chassis têm a função de “velar” o filme, mantendo-o, ao mesmo tempo, em contato com as telas intensificadoras, cuja função é aumentar a sensibilidade do sistema de detecção, diminuindo a radiação necessária para produzir a imagem. Já o filme, que é o elo final da cadeia radiográfica, é uma película de cristais de produtos químicos, fotograficamente ativos (haletos de prata, normalmente brometos), suspensos em gelatina fotográfica e envoltos por camadas de material plástico transparente (poliester em geral). Os cristais interagem com os fótons de raios-X e fótons de luz provenientes da tela intensificadora produzindo uma imagem latente que, após processo de revelação adequado, torna-se visível (LAMEL, 1981).

As etapas básicas envolvidas na obtenção da imagem visível são: formação da imagem latente, revelação e fixação da imagem (processamento do filme) (MOTA et al., 2000).

Quando os fótons de raios-X e os fótons de luz do écran interagem com o filme, os pequenos cristais de brometo de prata do mesmo tornam-se mais susceptíveis às mudanças químicas e formam a chamada imagem latente. Quando o filme é revelado, os cristais

alterados são reduzidos para pequenos grãos de prata metálica; segue-se então o processo de fixação, dissolvendo os grãos de brometo que não reagiram, sem, contudo, alterar a prata metálica. Dessa forma, as áreas mais expostas aos raios-X aparecerão mais escuras em relação às não expostas (KNOLL, 1989).

#### **2.1.5.2. Qualidade da imagem**

O objetivo da radiologia diagnóstica é obter imagens adequadas para propósitos clínicos com a mínima dose de radiação ao paciente. A otimização do processo requer o estabelecimento de parâmetros que balanceiem a qualidade da imagem e a dose dada ao paciente. As técnicas para medida de dose são bem conhecidas (FAULKNER et al., 1999), no entanto, o estabelecimento da qualidade da imagem é complexo.

Sistemas de imagens são frequentemente descritos em termos de grandezas físicas que caracterizam vários aspectos do seu desempenho. Isto inclui, medidas de contraste entre diferentes tecidos (ou tecidos substitutos), a natureza do sistema de resolução espacial e a quantidade de ruído na imagem. O desempenho do sistema como um todo dependerá não só de tais parâmetros físicos como, também, da habilidade do médico em identificar as características relevantes para o diagnóstico clínico em meio a inúmeras outras características (ICRU, 1996; MARTIN et al., 1999b).

A comunidade europeia, no âmbito da proteção radiológica, publicou um guia que estabelece critérios de qualidade para radiografias clínicas (CEC, 1996). Tal guia define as necessidades diagnósticas para uma radiografia normal básica, especificando critérios anatômicos e detalhes importantes da imagem, além de critérios para dose no paciente com exemplos de boas técnicas radiográficas (balanceando qualidade de imagem e dose).

## 2.2. Proteção radiológica em radiodiagnóstico

Os efeitos nocivos dos raios-X nos tecidos foram reconhecidos tão logo a descoberta dos mesmos por Wilhelm Conrad Roentgen, em 1895. Como resultado, recomendações para trabalhos, cujas atividades envolviam o emprego dos raios-X, foram formuladas, visando não só a proteção contra tais efeitos nocivos, como também, dos riscos do trabalho com equipamentos de alta voltagem.

Nesse sentido, foi criado em 1928, o Comitê Internacional de Raios-X e Proteção Radiológica, que, em 1950, transformou-se na atual Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP). A mesma instituição, cujas recomendações antes se aplicavam somente à prática médica, teve seu campo de atuação ampliado, estendendo-se para todas as situações que envolvam exposição de pessoas às radiações.

A ICRP, através de várias publicações, projetou o sistema de proteção radiológica aplicado em praticamente todos os países. Esse sistema é baseado em três princípios: o princípio da justificação da prática, da otimização e da limitação de dose e risco individual.

Justificação da prática significa balancear o benefício da exposição do indivíduo ou sociedade às radiações com o detrimento que a mesma provoca (relação risco X benefício). Por otimização, subentende-se manter o nível de dose “tão baixo quanto razoavelmente possível, considerando fatores econômicos e sociais” (ALARA: As Low as Reasonably Achievable). Já o princípio da limitação de dose e risco individual fixa valores limites de dose, os quais se ultrapassados, poderiam resultar em riscos adicionais, considerados inaceitáveis para a determinada prática em circunstâncias normais.

O termo “práticas”, utilizado em proteção radiológica, engloba qualquer exposição à radiação decorrente de atividades humanas. É conveniente dividir as exposições em três



tipos: exposição médica (utilizada para fins de diagnóstico ou terapia), exposição ocupacional (resultado do trabalho) e exposição do público (as demais exposições).

Nas exposições médicas de diagnóstico, a utilização do princípio da justificação se aplica como em todas as demais práticas. Já o princípio da otimização, acrescenta que a dose deve se manter em níveis mínimos, porém suficientes para obter a qualidade da imagem exigida, assim como a informação desejada para o diagnóstico. Os limites de dose individuais foram definidos pela ICRP para exposições ocupacionais e do público. Não é apropriado aplicar esses limites em exposições médicas, clinicamente justificadas, uma vez que a aplicação de tais limites poderiam incorrer em dano maior que o próprio benefício (em radiodiagnóstico a degradação da qualidade da imagem poderia resultar na repetição do exame ou em um diagnóstico inadequado) (ICRP, 1991, 1996).

No contexto da otimização, a ICRP (1996) recomendou o estabelecimento de níveis de referência de diagnóstico; estes níveis aplicam-se a uma grandeza facilmente mensurável, usualmente a dose absorvida no ar, ou em um material equivalente ao tecido na superfície de um simples fantoma padrão ou de um paciente representativo. Entidades de proteção radiológica de diversos países, seguindo também as recomendações da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 1996) e da Comunidade Européia (EURATOM, 1997), têm adotado esses níveis como instrumento regulador para otimização das exposições médicas (DREXLER, 1998).

A redução do dano radiológico, para valores aceitáveis em instalações médicas de raios-X para radiodiagnóstico, requer critérios e medidas de proteção radiológica que devem ser aplicadas nas seguintes fases (CSN, 1990):

- No desenho, fabricação e correto funcionamento dos equipamentos de raios-X;

- No projeto das instalações (correta distribuição das salas, colocação dos equipamentos, definição das zonas a proteger e blindagens) e nos testes de aceitação e estabelecimento de programas de garantia da qualidade (orientados a reduzir as exposições e otimizar cada um dos aspectos da prática radiológica com vista a se obter um número de imagens imprescindíveis ao diagnóstico com a qualidade necessária e doses tão baixas quanto praticáveis);
- Durante o funcionamento, atendendo à proteção de todo o pessoal (pacientes, trabalhadores e público), utilizando adequadamente os equipamentos, otimizando os métodos de trabalho e efetuando verificações periódicas tanto do equipamento de raios-X quanto da instalação em seu conjunto.

Muitos países têm desenvolvido programas com o propósito de auxiliar os estabelecimentos responsáveis pela realização de exames de radiodiagnóstico na aplicação dos critérios e medidas supracitadas (NCRP, 1988; CSN, 1990; CEC, 1996). No Brasil, a Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde regulamentou, através da Portaria 453, de 01/06/1998, o trabalho com radiologia diagnóstica, dispondo sobre “as Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico” (SVS, 1998).

A filosofia dos programas estabelecidos pelas referidas organizações ressalta o conceito em voga na atualidade, que é a garantia da qualidade.

### **2.2.1. Programa de garantia da qualidade em radiodiagnóstico (PGQ)**

Um programa de garantia da qualidade em radiodiagnóstico (PGQ) é definido pela Organização Mundial de Saúde (OMS, 1984) como sendo um esforço organizado por parte do pessoal de uma instalação para produzir, com segurança, imagens diagnósticas com qualidade suficientemente elevada, fornecendo em todos os casos uma informação diagnóstica adequada, com o menor custo possível e mínima exposição do paciente à radiação ionizante.

Garantia da qualidade não é um conceito novo, uma vez que ela representa a essência da ética na prática médica. O novo é a abordagem sistemática dos procedimentos que irão assegurar, consistentemente, o nível máximo de desempenho do físico de radiodiagnóstico e das instalações em si (NCRP, 1988).

Um PGQ, em sua forma mais ampla, deve incidir em cada uma das fases do processo de radiodiagnóstico: marcação do exame, realização do mesmo, interpretação das informações obtidas e sua transmissão ao médico solicitante (SEFM, 1996). A FIG. 7 ilustra as etapas envolvidas no processo de obtenção do diagnóstico final.

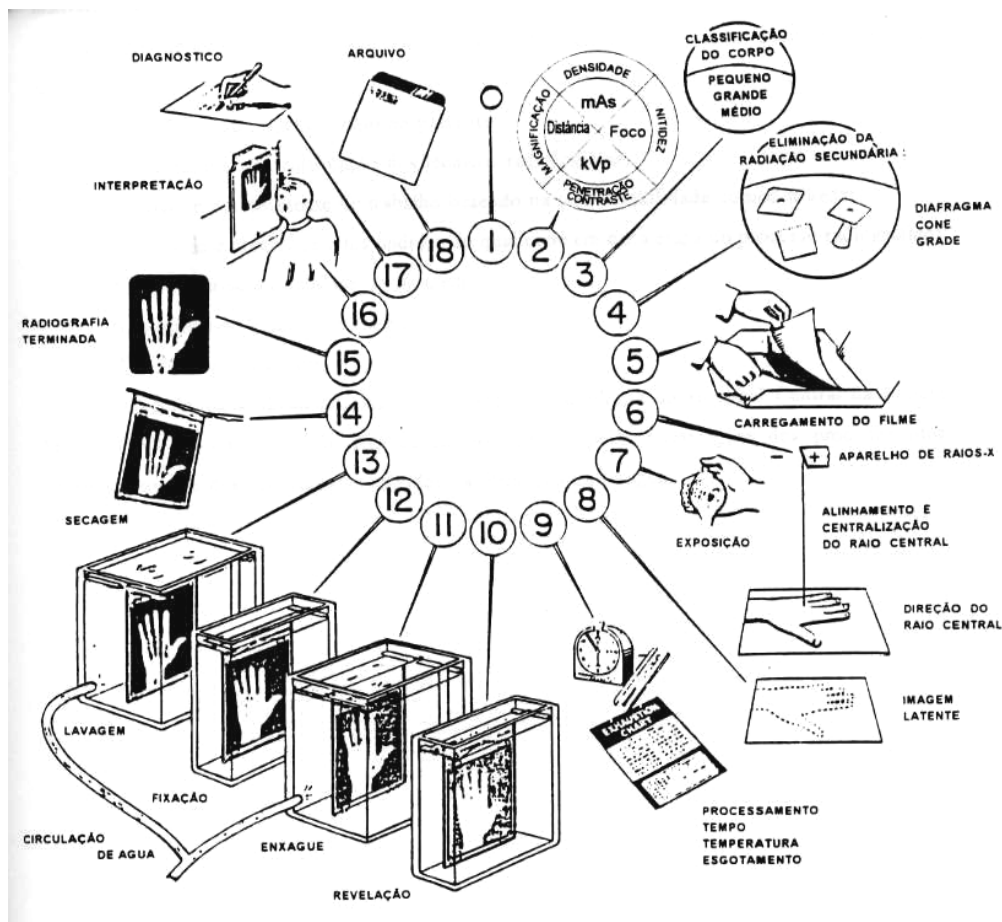


FIGURA 7 - Etapas envolvidas no processo de obtenção da imagem radiográfica.

FONTE: YACOVENCO, 1995.

A garantia da qualidade envolve dois aspectos: administração da qualidade (AQ) e controle da qualidade (CQ) (GHILLARDI and CAMERON, 1979).

### 2.2.1.1. Administração da qualidade (AQ)

A administração da qualidade (AQ), envolve todos os aspectos organizacionais e administrativos relacionados à implementação de procedimentos operacionais com vista a otimização das práticas, ou seja, contenção de custos, redução da dose no paciente e melhoria na qualidade da imagem.

Dentro da AQ, o maior problema está associado ao fator humano. Por isso, a instalação radiológica, deve delimitar muito bem as responsabilidades de cada pessoa envolvida com a prática radiográfica, bem como buscar promover a educação continuada e o treinamento dessas pessoas principalmente no que diz respeito aos seguintes itens (SVS, 1998):

- (a) aos procedimentos de operação dos equipamentos, incluindo uso das tabelas de exposição e procedimentos em caso de acidentes;
- (b) uso de vestimentas de proteção individual para pacientes, equipe e eventuais acompanhantes;
- (c) procedimentos para minimizar as exposições médicas e ocupacionais;
- (d) uso de dosímetros pessoais;
- (e) processamento radiográfico e;
- (f) dispositivos legais.

#### **2.2.1.2. Controle da qualidade (CQ)**

O controle da qualidade (CQ) é o conjunto de operações (programação, coordenação, aplicação) destinadas a manter ou melhorar a qualidade, abrangendo a monitorização, avaliação e a manutenção aos níveis requeridos de todas as características de desempenho do equipamento que possam ser definidas, medidas e controladas (CEC, 1999). Em síntese, CQ é o mais tangível e essencial aspecto de um PGQ, englobando quatro grandes passos (NCRP, 1988):

- Testes de aceitação: detecção dos defeitos nos equipamentos recém instalados ou reparados;
- Estabelecimento de um padrão de desempenho para o equipamento;

- Verificação de mudanças no desempenho dos equipamentos antes que os mesmos se tornem radiologicamente aparentes.
- Verificação da correção das causas de deterioração no desempenho do equipamento.

O controle da qualidade compreende a verificação periódica dos parâmetros técnicos dos sistemas de registro de imagem e dos equipamentos de formação de imagem, visando assegurar a adequação dos mesmos às especificações dos fabricantes e de normas de organizações nacionais de proteção radiológica e agências governamentais. Os itens seguintes descrevem as bases teóricas para o controle de alguns parâmetros supracitados.

#### **2.2.1.2.1. Controle dos sistemas de registro e visualização da imagem radiográfica**

O presente item aborda, sinteticamente, todos os elementos diretamente envolvidos com o processamento e visualização da imagem radiográfica, citando-se: o conjunto chassis-tela-filmes, a câmara escura, a processadora, as soluções químicas (revelador e fixador) e negatoscópios.

O filme é o elo final e, frequentemente, o mais fraco de toda cadeia radiográfica. O processamento do filme é o primeiro componente de um programa de controle de qualidade, devendo-se incluir em um protocolo para controle do mesmo: avaliação das condições de armazenamento do filme, limpeza e vedação da câmara escura, análise das soluções (revelador e fixador), integridade mecânica do processador, etc (BUSHBERG, et. al. 1994).

O filme é sensível não somente à luz, mas também à pressão, calor, umidade, contaminação química, radiação ambiente e pressão mecânica. Isso faz com que os mesmos devam ser armazenados verticalmente, em condições de temperatura entre 15 e

21° C, umidade entre 40 - 60 %, distantes de contaminantes químicos e ou radioativos, etc (NCRP, 1988).

A câmara escura deve ser mantida livre de sujeira e pó, devendo-se também evitar que se fume, coma e beba nesses ambientes. A iluminação deve ser adequada, com as luzes de segurança com comprimento de onda apropriado. Qualquer luz branca externa irá gerar um escurecimento de fundo em todos os filmes expostos às condições da sala, principalmente nas regiões centrais do filme que possuem as maiores informações.

O controle das processadoras deverá ser realizado diariamente, usando-se tiras de filme expostos em um sensitômetro, pouco antes de serem revelados. A densidade ótica e o contraste das tiras do filme devem então ser analisadas quantitativamente, não devendo seus valores, ultrapassarem os limites de controle. Outros passos devem ser seguidos para garantir o funcionamento correto da processadora, tais como: seguir as recomendações do fabricante quanto à limpeza e manutenção, garantir o mesmo nível de revelador e fixador nos tanques, medida da temperatura e contaminação do revelador, filtragem da água utilizada, etc.

Os chassis, telas e filmes devem ser verificados conjuntamente nos seguintes aspectos (NCRP, 1988): (a) combinação dos mesmos baseados no tipo e idade dos chassis e telas, visando minimizar a variação de densidade no filme; (b) seleção correta da combinação tela-filme para o determinado exame, combinando as características espectrais da luz emitida pela tela intensificadora à sensibilidade espectral do filme; (c) contato perfeito entre a tela e o filme; (d) limpeza regular das telas, conforme recomendado pelo fabricante; (e) identificação nos chassis da combinação tela filme contida nele.

Os negatoscópios devem estar em perfeito estado, considerando a intensidade e uniformidade da iluminação e um balanço correto com a iluminação ambiental. A medida do brilho e uniformidade pode ser realizada com a ajuda de um fotômetro (SEFM, 1996).

#### **2.2.1.2.2. Exatidão do indicador de tensão do tubo ( $kV_p$ )**

A tensão de pico do gerador de raios-X é, provavelmente, a grandeza mais importante a ser medida, uma vez que ela está diretamente relacionada à qualidade do feixe, dose no paciente, contraste e densidade do filme (NCRP, 1988).

Medidas da tensão de pico podem ser efetuadas por processos invasivos (diretos) ou não invasivos (indiretos).

Os processos invasivos englobam (SEFM, 1996): (i) medidas diretas, através do uso de um divisor de alta tensão entre o transformador e o tubo de raios-X e; (ii) o método, também considerado direto, baseado na medida da fluorescência de raios-X em elementos cuja energia de ligação da camada K é próxima à energia dos fótons mais energéticos do espectro produzido pelo tubo em estudo (DAVISON, 1972). Por ser um processo mais complicado e envolver a utilização de equipamentos pesados e caros, é comum, na prática, o uso de processos não invasivos.

Os processos não invasivos se baseiam no fato de existir uma relação entre o coeficiente de absorção de um dado material e a energia do feixe de radiação. A técnica mais comumente empregada foi introduzida por STANTON (1966) e aperfeiçoada por ARDRAN (1968). Baseados nos mesmos princípios surgiram outros métodos (PROCTER, 1973; KRAMER, 1998; BAORONG, 2000). Os kilovoltímetros digitais utilizados atualmente se baseiam no mesmo princípio.



Os valores de tensão de pico medidos devem ser verificados quanto à exatidão e reprodutibilidade, com frequência mínima anual ou sempre que houver reparos ou manutenção corretiva. A primeira verificação é obrigatória e diz respeito ao desvio do valor medido em relação ao valor nominal (mostrado no painel de controle), que deve-se encontrar no intervalo de tolerância de 10%. A segunda verificação é recomendável e refere-se ao desvio máximo entre as leituras de mesma tensão de pico realizadas, que também deve-se encontrar no intervalo de tolerância de 10% (SVS, 1998).

#### **2.2.1.2.3. Exatidão do tempo de exposição**

O tempo de exposição é uma grandeza importante a ser medida, uma vez que ele é um dos maiores fatores que determinam a densidade do filme (NCRP, 1988). Tempos de exposição inexatos ou não reprodutíveis podem levar à repetição de radiografias, elevando, dessa forma, os níveis de dose no paciente.

O tempo de exposição pode ser medido por várias ferramentas de testes; entre as mais simples estão: a clássica técnica de pião (“spinning top”), apropriada para geradores monofásicos e a técnica pião com motor síncrono (“synchronous top”), para ambos geradores. Essas técnicas baseiam-se na radiografia de um dispositivo radiopaco girante (pião), com algumas fendas. Para um gerador monofásico, o tempo de exposição corresponderá ao número de manchas no filme devido a cada pulso e, no trifásico, o tempo será proporcional ao ângulo do arco formado no filme (GHILLARDI and CAMERON, 1979).

O próximo nível de sofisticação das técnicas para medir tempo de exposição foi a criação de dispositivos eletrônicos que eram colocados diretamente no feixe de raios-X, fornecendo o número de pulsos para unidades monofásicas ou o tempo total de exposição

para unidades trifásicas. Finalmente, muitos dosímetros digitais modernos permitem medir simultaneamente a dose e o tempo de exposição. A maioria desses equipamentos comerciais são dependentes da forma de onda específica do gerador (NCRP, 1988; FDA, 1999b).

Uma vez que a forma de onda do gerador não é um pulso quadrado perfeito, é necessário definir em que nível e ou porcentagem do pico de radiação a medida do tempo será feita. Muitos programas de controle de qualidade medem o tempo de exposição em 50% do pico, uma vez que isto correlata bem com as medidas do tempo de exposição feitas com métodos invasivos que utilizam 75% do pico da forma de onda da voltagem de entrada. Porém, alguns poucos geradores possuem formas de onda caracteristicamente atípicas, tornando necessária a utilização de um detector e osciloscópio (NCRP, 1988).

O tempo de exposição deve ser verificado quanto à exatidão, calculando-se o desvio entre o tempo nominal e medido, que deve ser inferior a 10%. A medida é obrigatória e deve ser realizada com frequência mínima anual ou sempre que houver reparos ou manutenção corretiva (SVS, 1998).

#### **2.2.1.2.4. Forma de onda de saída**

A verificação do tempo de exposição, corrente do tubo e tensão de pico, não fornece todas as informações sobre o gerador de raios-X, uma vez que uma anomalia na forma de onda da voltagem primária, uma flutuação excessiva na forma de onda da voltagem ou corrente do tubo, ou uma mudança na forma de onda com o tempo não são verificadas somente por medidas típicas do tempo de exposição, tensão e corrente (NCRP, 1988).

Todos os geradores possuem limitações no desempenho que, uma vez reconhecidas e analisadas juntamente com a forma de onda, podem levar à otimização da calibração do mesmo e aumento da confiabilidade desses dispositivos em aplicações médico-diagnósticas (AAPM, 1985).

HEALEY et. al. (1979), descreve um aparato (Machlett's Dynalyser II System) capaz de caracterizar bem o gerador de raios-X, fornecendo, simultaneamente, a forma de onda da tensão e corrente. O monitoramento da forma de onda de saída pode ser realizado também com um pequeno detector de estado sólido, ou uma câmara de ionização apropriada com eletrômetro. A forma de onda de saída deve ser mostrada em um osciloscópio e fotografada para futura referência. Ao mesmo tempo, todos os parâmetros de exposição importantes devem ser gravados (NCRP, 1988; AAPM, 1985).

A forma de onda de saída deve apresentar forma aproximadamente retangular, sendo que a flutuação ("ripple") para geradores trifásicos deve ser a mínima possível. Na SVS (1998) não está incluído essa verificação, porém, sua realização pode prevenir falhas no equipamento e conseqüentemente, prejuízos maiores. A NCRP (1988), recomenda o monitoramento mínimo anual ou quando houver suspeitas de anomalia.

#### **2.2.1.2.5. Filtração do feixe**

A filtração do espectro de radiação produzido por um tubo de raios-X reduz a exposição do paciente à radiação, ao remover preferencialmente os fótons de baixa energia do feixe, que poucas chances teriam de alcançar o receptor de imagem.

A ICRP estabeleceu o valor mínimo para a filtração total de feixes de raios-X diagnóstico; esse valor não deve ser menor que 2,5 mm de alumínio (exceto para

equipamentos de mamografia e odontologia operando até 70 kV). Para este último 1,5 mm de Al deve ser permanente (ICRP, 1970, 1982).

A filtração total compreende duas partes: filtração inerente e adicionada. A filtração inerente é provida pelo vidro do tubo e da janela, óleo isolante, ar e todos os materiais entre o alvo ou anodo e a parte exterior do tubo que o feixe de raios-X atravessa. A filtração adicionada é provida por materiais absorvedores ou filtros, de espessuras convenientes, propositadamente colocados na porta de saída do tubo de raios-X com a finalidade de atender aos requisitos de filtração requeridos.

É possível, algumas vezes, remover a filtração adicionada e medir sua equivalência em alumínio, mas a filtração inerente é raramente conhecida com exatidão. Alguns autores descrevem métodos para determinação da filtração inerente (REINSMA, 1960; TROUT et. al., 1956; ARDRAN et. al., 1972).

A espectrometria dos raios-X, seguido da comparação com um espectro de referência de filtração conhecida, é o método mais preciso para determinação exata da filtração total. Porém, o alto custo dos detectores semicondutores e o alto nível de sofisticação do método, restringem o seu emprego para fabricantes e laboratórios especializados (NAGEL, 1988).

Vários autores apresentam correlações entre a CSR para um determinado potencial e a filtração total do tubo, também chamados diagramas de qualidade (TROUT et. al., 1956; NAGEL, 1988). Porém, tais diagramas apresentam grandes discrepâncias entre si, devido aos diversos parâmetros que influenciam a correlação entre a CSR e a filtração total. Dentre esses destacam-se (NAGEL, 1988): (a) magnitude e forma de onda da alta tensão aplicada; (b) rugosidade e ângulo do anodo; (c) configuração do anodo; (d) idade do tubo; (e) erros na determinação da CSR.

Embora a maioria desses parâmetros possam ser devidamente controlados a fim de se obter resultados precisos, não existem ainda dados suficientes para se quantificar a influência de cada parâmetro isoladamente (NAGEL, 1988; ARDRAN et. al., 1972). Nesse sentido, CRANLEY et. al. (1988) apresenta novos dados para determinação da filtração total, baseados no cálculo do espectro de raios-X, pelo método de BIRCH and MARSHALL (1979), em quilovoltagens na faixa de 45 a 95 kV, para diferentes ângulos do alvo e magnitudes de “ripple”.

Outros cinco métodos inferenciais para determinação da filtração total, além da medida da CSR, são descritos por NAGEL (1988); são eles: (a) método da extrapolação; (b) método da comparação; (c) método dos dois detectores; (d) método do filtro da camada K; (e) método do coeficiente de homogeneidade.

A SVS (1998), bem como, grande parte das normas técnicas de outros países, fixam apenas valores mínimos para a CSR, para determinadas tensões do tubo e número de fases que alimentam o gerador. Ou seja, através da comparação da CSR medida com esses valores mínimos, se supõe a adequação da filtração total do feixe com o mínimo especificado pela ICRP (1982). CRANLEY et. al. (1988), alega que muitas vezes, para garantir a mínima filtração requerida são adicionados aos tubos de raios-X mais filtros que o necessário. Isto não é recomendável, pois filtração extra causa decréscimo do rendimento ou saída (“output”) do tubo (mGy/mA.s), gerando outros problemas que podem levar ao aumento da dose no paciente (ex. repetição do exame).

O *item 2.3* trata dos aspectos relevantes à medida da CSR e os valores mínimos especificados pela SVS (1998) para verificar conformidade com os requisitos de filtração mínima exigidos pela ICRP.

#### **2.2.1.2.6. Reprodutibilidade da exposição ou do kerma no ar**

A produção de uma imagem radiográfica de qualidade aceitável depende muito do desempenho do equipamento de raios-X, uma vez que qualquer pequena mudança nos fatores da técnica radiográfica, como tensão ou corrente, pode afetar enormemente a imagem final. Dessa forma, é necessário que a taxa de saída (output) do sistema seja bem reprodutível, uma vez que qualquer desvio da mesma poderia resultar em informações diagnósticas não otimizadas, tornando necessário, algumas vezes, a repetição da radiografia (FDA, 1999a).

A intensidade do feixe de raios-X é dependente do funcionamento conjunto de muitos circuitos eletrônicos e componentes, visando fornecer a desejada técnica radiográfica (tensão, corrente e tempo). Pequenos transientes na operação de algum circuito, ou qualquer outro fator de influência, como efeitos decorrentes do aquecimento do alvo ou filamento, fazem com que a exposição raramente seja a mesma em medidas consecutivas realizadas com a mesma técnica, tendendo sempre a flutuar dentro de uma certa faixa. Esta flutuação é tolerável, desde que não cause uma diferença significativa na qualidade da imagem.

Os métodos usados para verificação da reprodutibilidade da exposição consistem em realizar medidas consecutivas da taxa de saída do sistema (normalmente utiliza-se a grandeza kerma no ar, definida no *item 2.2.2.1.2*) para uma determinada tensão de pico e produto da corrente pelo tempo (mA.s). Como, no uso diário do equipamento, os fatores de técnica são constantemente mudados de um valor para outro de acordo com o exame a ser realizado, é mais realístico testar a reprodutibilidade, variando os fatores de técnica de forma alternada (NCRP, 1988; FDA, 1999a, IEE, 1999; CDTN, 1995).

Variando a corrente e o tempo de modo a manter o produto de ambas constante e, realizando alternadamente uma série de medidas de kerma no ar para cada combinação, ao mesmo tempo se está verificando a reprodutibilidade e reciprocidade da exposição. A verificação da reciprocidade consiste em analisar se a variação da medida de kerma no ar para valores adjacentes de corrente (mA.s constante), encontra-se dentro de uma faixa de 10% (PEREIRA, 2001b). A NCRP (1988) aplica essa definição, erroneamente, para a linearidade da exposição, descrita no próximo sub-item.

GHILLARDI (1998), FDA (2000), estabelecem que o coeficiente de variação, dado pela razão do desvio padrão pela média das observações, para a série de medidas de kerma realizadas, deve ser menor que 0,05. A NCRP (1988), recomenda um desvio máximo (diferença entre o valor máximo e mínimo, dividido pela média) inferior a 5%. A SVS (1998) estabelece que “a taxa de kerma no ar, para um dado mA.s, em uma série de quatro medidas, deve ser reprodutível em  $\pm 10\%$ ”. O uso do termo taxa sugere a utilização do dosímetro no modo taxa de kerma, o que não é recomendável (PEREIRA, 2001a).

#### **2.2.1.2.7. Linearidade da exposição ou do kerma no ar**

Teoricamente, se a corrente do tubo é dobrada, a intensidade também dobra, mudando a amplitude do espectro de emissão, porém mantendo a mesma forma. Essa resposta “linear” é importante para o radiologista, uma vez que o mesmo pode ajustar a quantidade de raios-X necessários para produzir a radiografia de maneira previsível, enquanto mantém a mesma energia efetiva para um contraste apropriado da imagem.

Limitações elétricas tornam impossível a fabricação de máquinas de raios-X perfeitamente lineares. No entanto, as máquinas devem apresentar uma linearidade adequada de maneira a se obter imagens radiográficas de qualidade ótima. Razão de se

impor limites máximos de variação da taxa de saída de um sistema de raios-X, ao se mudar de uma estação de corrente para outra. Isto é importante, uma vez que a corrente e alta voltagem do tubo são supridas por um transformador de “aumento”, de forma que uma mudança em um parâmetro afeta o outro de acordo com a lei dos transformadores. Grande parte dos sistemas de raios-X empregam um circuito compensador que ajusta automaticamente a tensão para o valor originalmente selecionado quando a corrente é mudada. Porém, alguns sistemas antigos, não possuem esses circuitos e devem ser compensados manualmente para assegurarem uma linearidade ótima (FDA, 1999a; AAPM, 1985).

A linearidade da máquina para um determinado potencial pode ser verificada, dependendo do tipo de gerador, de três maneiras (BUSHBERG, et. al. 1994):

- (a) linearidade do kerma no ar com o tempo de exposição (tensão e corrente fixos);
- (b) linearidade do kerma no ar com a corrente no tubo (tensão e tempo fixos) e;
- (c) linearidade do kerma no ar com a carga (tensão fixa). Em todos os casos, um gráfico do kerma no ar versus o parâmetro que se variou (corrente, tempo ou carga) deve apresentar um comportamento linear.

O primeiro caso (linearidade do kerma no ar com o tempo) não é um teste exigido, uma vez que o temporizador já é verificado através do teste descrito no *item 2.2.1.2.3*. A linearidade do kerma no ar com a carga é a opção mais indicada quando se quer testar uma máquina que não permita variações independentes da corrente no tubo e tempo de exposição, ou, quando estas variações são possíveis para apenas uns poucos valores (PEREIRA, 1995). A verificação da linearidade do kerma no ar com a corrente no tubo (caso dois) é a ideal, uma vez que, mantendo o tempo constante, os erros decorrentes da calibração do temporizador diminuem (PEREIRA, 2001b).



A linearidade pode ser verificada entre valores adjacentes de corrente ou carga (EQ. 2.7) ou entre todos os valores de corrente ou carga (EQ. 2.8) (AAPM, 1985):

$$Linearidade = \frac{[(k_m / mA.s_i)^j - (k_m / mA.s_i)^k]}{[(k_m / mA.s_i)^j + (k_m / mA.s_i)^k]} < 0,05 \quad (2.7)$$

$$Linearidade = \frac{[(k_m / mA.s_i)^{m\acute{a}x.} - (k_m / mA.s_i)^{m\acute{i}n.}]}{[(k_m / mA.s_i)^{m\acute{a}x.} + (k_m / mA.s_i)^{m\acute{i}n.}]} < 0,10 \quad (2.8)$$

Onde,

- $(k_m / mA.s_i)^j$  e  $(k_m / mA.s_i)^k$  : razão do kerma no ar medido (em mGy) pela carga indicada no painel de controle, para a j-ésima e k-ésima corrente ou carga selecionada, respectivamente. Sendo que a razão entre a maior e a menor corrente deve ser inferior a dois.
- $(k_m / mA.s_i)^{m\acute{a}x.}$  e  $(k_m / mA.s_i)^{m\acute{i}n.}$ : valores máximos e mínimos, dentre todas as correntes ou mA.s selecionadas, da razão do kerma no ar medido (em mGy) pela carga indicada no painel de controle.

A SVS (1998) estabelece que “o desvio (diferença entre duas taxas de kerma no ar, expressas em mGy/mA.s) máximo não deve ultrapassar 20% do valor médio, para todas as combinações de tempo e corrente comumente utilizadas”. Ou seja, o texto sugere apenas a verificação da linearidade, conforme apresentada na EQ. 2.8, para os dois valores mais discrepantes de “taxa de kerma no ar”, excluindo a linearidade entre valores adjacentes, apresentada na EQ. 2.7, e recomendada também por FDA (2000). A diferença é que a SVS (1998) sugere que os denominadores das equações anteriores sejam a soma de todas as taxas e não apenas a soma das duas mais discrepantes ou adjacentes.

### 2.2.1.2.8. Rendimento do tubo

O rendimento é uma medida da eficiência de um mecanismo, de sua produtividade. No caso de uma máquina de raios-X, o rendimento mede, a grosso modo, a eficiência de conversão de elétrons em fótons (PEREIRA, 1995).

O parâmetro rendimento é definido pela razão entre o kerma no ar (em mGy) na saída da ampola pelo produto da corrente pelo tempo (mA.s) mostrado no painel de controle da máquina de raios-X. O rendimento é um parâmetro muito útil para estimativa da exposição dos indivíduos à radiação (BUSHBERG, et. al. 1994). Além disso, ele pode ser usado para verificar a calibração do amperímetro do equipamento e comparar várias unidades de raios-X, com vista a padronizar as técnicas radiográficas ou unidades de raios-X similares, visando determinar diferenças na saída do tubo (NCRP, 1988).

Tecnicamente, o rendimento é função (AAPM, 1988): (a) da calibração da tensão de pico e corrente do tubo; (b) da exatidão do medidor de tempo (timer); (c) da filtração total do equipamento; (d) do número de fases, método de retificação e capacitância dos cabos de alta tensão; (e) da distância do ponto focal e; (f) da idade do tubo de raios-X.

McCULLOUGH and CAMERON (1970) calcularam analiticamente, para unidades monofásicas com retificação de onda completa, o rendimento (a quarenta polegadas ou aproximadamente 100 cm da fonte de raios-X), para uma série de potenciais de pico ( $kV_p$ ) e filtrações comuns em feixes de raios-X diagnóstico. Do mesmo modo, ZAMENHOF et. al. (1987), mostraram uma comparação entre o rendimento (a um metro da fonte de raios-X), medido e o calculado analiticamente, para unidades trifásicas com 12 pulsos.

O rendimento tende a diminuir com o passar do tempo, devido ao desgaste do anodo e a metalização nas paredes do tubo (deposição de vapor metálico proveniente do

anodo). A NCRP (1988) prescreve uma variação máxima de 10% no rendimento de uma máquina no decorrer do tempo. Ultrapassado esse limite, a ampola deve ser trocada.

A SVS (1998) fixa, para uma tensão de 80 kV e distância do ponto focal de 1 (um) metro, o intervalo de 4,8 a 6,4 mGy/mA.min.m<sup>2</sup> para o rendimento de um sistema com gerador trifásico ou multipulso com filtração apropriada. Para um gerador monofásico com retificação de onda completa, o intervalo deve estar entre 2,4 a 4,8 mGy/mA.min.m<sup>2</sup>. Tais limites são questionados por LACERDA e PEREIRA (2002).

#### **2.2.1.2.9. Verificação do tamanho e alinhamento dos campos luminoso e de raios-X e do alinhamento entre os centros do filme e do feixe de radiação**

Os aparelhos de raios-X possuem um sistema de colimadores de abertura móvel, com movimentos independentes nos dois sentidos, que projeta um campo luminoso utilizado para se visualizar a dimensão e localização do campo a ser irradiado. Assim, o técnico, ao posicionar o paciente para o exame radiográfico, fixa o comprimento e a largura do campo de irradiação de acordo com o campo luminoso. A não coincidência entre os dois campos, poderá ocasionar a não irradiação de regiões importantes em estudo, assim como irradiação de partes do corpo sem interesse diagnóstico, piorando também o contraste devido ao aumento da radiação espalhada.

Os desvios do campo luminoso, normalmente, são provocados por mudanças de posição do espelho ou por descentralização do cabeçote em relação ao colimador. Um teste é realizado com o objetivo de se comparar os tamanhos do campo luminoso e de irradiação, verificando-se a coincidência dos centros de ambos.

Várias ferramentas e técnicas são disponíveis para a realização do teste (NCRP, 1988; FDA, 2000; AAPM, 1988). PEREIRA (1995) descreve a utilização de uma placa

retangular de fibra de vidro com escalas em chumbo-estanho para a realização do teste. Nessa placa há um retângulo, onde se projeta o feixe de luz. O retângulo possui os lados afastados cerca de 3,5 cm das bordas e, no seu centro, dois pequenos círculos concêntricos. As escalas, em centímetros, medem os desvios e os círculos os centros dos campos. O filme radiográfico, inserido no respectivo chassi, é colocado dentro do bucky horizontal, por baixo da placa.

Após a revelação, deve-se comparar os limites de ambos os campos. A SVS (1998) estabelece que o desalinhamento entre as bordas do campo visual e do campo de raios-X deve ser menor que 2% da distância foco-filme. A NCRP (1988) e FDA (2000) estabelecem esse mesmo limite também para o deslocamento relativo entre as posições dos centros do filme e do feixe de radiação, bem como entre os centros do feixe luminoso e de radiação.

### **2.2.2. Dosimetria das radiações**

As tentativas de se quantificar a radiação começaram quase que imediatamente após a descoberta dos raios-X em 1895. A partir daí, buscou-se estabelecer relações numéricas entre algumas grandezas físicas (definidas em termos de quocientes ou produtos de outras grandezas conhecidas) e os efeitos biológicos, físicos ou químicos produzidos pelas radiações (GREENING, 1982). O crescente avanço nos conhecimentos sobre os mecanismos de interações da radiação com a matéria, efeitos biológicos resultantes e o surgimento de novos métodos computacionais (método de Monte Carlo, por exemplo), introduziram novos conceitos quanto às grandezas mais apropriadas a serem utilizadas (ICRU, 1962, 1980, 1993; ICRP, 1977, 1991).

Três tipos de grandezas têm sido definidas para dosimetria das radiações e proteção radiológica (GRIFFIT, 1999): (a) grandezas primárias ou físicas; (b) grandezas limitantes ou de proteção; (c) grandezas operacionais.

### 2.2.2.1. Grandezas físicas ou primárias

As grandezas primárias são grandezas diretamente mensuráveis, definidas pela ICRU e universalmente aceitas para caracterização do campo de radiação. No âmbito da proteção radiológica existem três grandezas relevantes: a fluência, o kerma no ar e a dose absorvida (GRIFFIT, 1999).

#### 2.2.2.1.1. Fluência, $\phi$

A fluência,  $\phi$ , é definida como sendo “a razão entre  $dN$  e  $da$ , onde  $dN$  é o número de partículas incidentes em uma esfera com área da seção transversal  $da$ ” (ICRU, 1993, 1998) ou seja:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.9)$$

A unidade de fluência é  $m^{-2}$ .

### 2.2.2.1.2. Kerma, $K$

O Kerma,  $K$ , é definido pela ICRU como sendo “a razão entre  $dE_{tr}$  e  $dm$ , onde  $dE_{tr}$  é a soma da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas por interações de partículas sem carga em um volume de massa  $dm$ ” (ICRU 1980, 1998) ou seja:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.10)$$

A unidade de kerma é  $J.kg^{-1}$  com o nome especial de gray (Gy).

### 2.2.2.1.3. Dose absorvida, $D$

“A dose absorvida,  $D$ , é o quociente de  $d\bar{\epsilon}$  por  $dm$ , onde  $d\bar{\epsilon}$  é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa  $dm$ ” (ICRU, 1998), ou seja

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.11)$$

A unidade de dose absorvida é  $J.kg^{-1}$  com o nome especial de gray (Gy).

A energia média depositada pela radiação ionizante,  $\bar{\epsilon}$ , em um volume de matéria, é dada pela expressão:

$$\bar{\epsilon} = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad (2.12)$$

onde,  $R_{in}$  é soma de todas as energias das partículas ionizantes, com carga ou sem carga, que entram no volume;

$R_{out}$  é a soma de todas as energias das partículas ionizantes, com carga ou sem carga, que saem do volume;

$\sum Q$  somatório de todas as mudanças nas energias de repouso dos núcleos e partículas elementares (sinal positivo para decréscimo e sinal negativo para acréscimo) que ocorrem no volume.

#### **2.2.2.2. Grandezas limitantes ou de proteção**

Grandezas limitantes ou de proteção são grandezas diretamente não mensuráveis, definidas pela ICRP com o propósito de indicar o risco originado pela exposição humana à radiação ionizantes.

Os limites de dose, recomendados pela ICRP para proteção ocupacional, são especificados em termos das grandezas de proteção: dose equivalente para órgãos ou tecidos individuais e dose efetiva. As definições de equivalente de dose e dose efetiva incluem um fator de ponderação  $w_R$  para levar em consideração a eficácia relativa dos diferentes tipos de radiação em induzir efeitos na saúde. A definição de dose efetiva inclui ainda, o fator de ponderação  $w_T$ , para levar em consideração as diferentes radiosensibilidades dos vários órgãos e tecidos (GRIFFIT, 1999). Ambos coeficientes são apresentados nas TAB. 1 e 2.

TABELA 1  
Fatores de ponderação para a energia e para o tipo de radiação.

| Tipos e faixas de energias                               | $w_R$ |
|--|-------|
| Fótons de todas as energias                              | 1     |
| Elétrons e muons de todas as energias                    | 1     |
| < 10 keV   | 5     |
| 10 keV a 100 keV   | 10    |
| Nêutrons*  |       |
| >100 keV a 2 MeV   | 20    |
| > 2 MeV a 20 MeV   | 10    |
| > 20 MeV   | 5     |
| Prótons, exceto os prótons de recuo, com energia > 2 MeV | 5     |
| Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados  | 20    |

NOTA: \* Para que haja consistência nos cálculos, um ajuste no valores de  $w_R$  para nêutrons como uma função da energia pode ser feito utilizando a expressão:  $w_R = 5 + 17 e^{-(\ln(2E))^{2/6}}$  onde E é a energia em MeV.

Fonte: ICRP, 1991.



TABELA 2

Valores de fatores de ponderação para tecido ou órgão<sup>1</sup>.

| Órgão                            | $w_T$<br>ICRP, 1991 |
|----------------------------------|---------------------|
| Gônadas                          | 0,20                |
| Mama                             | 0,05                |
| Medula óssea                     | 0,12                |
| Pulmão                           | 0,12                |
| Tireóide                         | 0,05                |
| Superfície óssea                 | 0,01                |
| Cólon                            | 0,12                |
| Estômago                         | 0,12                |
| Bexiga                           | 0,05                |
| Fígado                           | 0,05                |
| Esôfago                          | 0,05                |
| Pele                             | 0,01                |
| Restante do corpo <sup>2,3</sup> | 0,05                |

NOTA: <sup>1</sup> Os valores foram estabelecidos a partir de uma população de referência com quantidades iguais de homens e mulheres e uma grande faixa de idade. Na definição de dose efetiva, os fatores  $w_T$  são aplicáveis seja para trabalhadores ou para a população como um todo, e para ambos os sexos.

<sup>2</sup> Para propósitos de cálculo, o restante do corpo é considerado como composto pelos seguintes órgãos e tecidos adicionais: glândula supra renal, intestino grosso, intestino delgado, rins, músculos, pâncreas, baço, timo e útero. A lista inclui órgãos que são provavelmente irradiados seletivamente. Os órgãos na lista são susceptíveis a indução de câncer. Se outros tecidos ou órgãos forem futuramente identificados sujeitos a um risco significativo de indução de câncer, eles serão nela incluídos, ou com um valor específico de  $w_T$  ou na categoria “órgão restante”.

<sup>3</sup> Em casos excepcionais, nos quais um único órgão da lista de “órgão restante” recebe uma dose equivalente maior do que a maior dose em qualquer dos doze órgãos para os quais o fator de ponderação é especificado, um fator de ponderação de 0,025 deve ser aplicado a este órgão e o fator de ponderação para o “órgão restante” passa a ser 0,025.

### 2.2.2.2.1. Dose absorvida média em um tecido ou órgão, $D_T$

A dose absorvida média em um tecido ou órgão ou simplesmente dose no órgão,  $D_T$ , é definida (ICRU, 1993) como:

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D \cdot dm \quad (2.13)$$

onde,  $m_T$  é a massa do órgão ou tecido e  $D$  é a dose absorvida em um volume de massa  $dm$ .

Ela também pode ser definida como “a razão entre a energia depositada,  $\epsilon_T$ , no tecido ou órgão  $T$ , e a massa deste tecido ou órgão,  $m_T$ ” (ICRU, 1993):

$$D_T = \frac{\epsilon_T}{m_T} \quad (2.14)$$

A unidade de dose absorvida média em um tecido ou órgão  $T$  é  $J \cdot kg^{-1}$  com o nome especial de gray (Gy).

A massa do tecido ou órgão,  $m_T$ , por exemplo, pode variar desde alguns gramas (ovários) até alguns quilos (corpo inteiro).

### 2.2.2.2.2. Dose equivalente no órgão, $H_T$

Dose equivalente no órgão  $T$  é a dose absorvida média no tecido ou órgão (não em um ponto) multiplicada pelo devido fator de ponderação para o tipo e qualidade da radiação  $w_R$ : (ICRP, 1991)

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (2.15)$$

onde  $D_{T,R}$  é a dose absorvida média no tecido ou órgão  $T$  devido a radiação  $R$  e  $w_R$  o correspondente fator de ponderação para a energia e tipo de radiação.

A unidade de dose equivalente no órgão é o  $J.kg^{-1}$  com o nome especial de sievert (Sv).

### 2.2.2.2.3. Dose efetiva, E

A relação entre a probabilidade de efeitos estocásticos e a dose equivalente depende não só das características da radiação, como também do órgão ou tecido irradiado. É conveniente, portanto, definir uma grandeza mais apropriada, derivada da dose equivalente, para indicar a combinação de diferentes doses em diferentes tecidos, de modo que se correlacione com a probabilidade total dos efeitos estocásticos. Logo, a nova grandeza é definida como (ICRP, 1991):

$$E = \sum_R w_T \cdot w_R \cdot D_{T,R} = \sum w_T \cdot H_T \quad (2.16)$$

onde,  $H_T$  é o dose equivalente no tecido ou órgão T e  $w_T$  é o fator de ponderação para o tecido T.

A ICRP (1991) recomendou valores máximos anuais para a dose efetiva e para a dose equivalente no tecido ou órgão que um trabalhador poderia receber em condições normais. Estes valores são mostrados na TAB. 3.

TABELA 3  
Limites primários anuais de dose.

| Dose                               | ICRP, 1991  |                      |
|------------------------------------|-------------|----------------------|
|                                    | Trabalhador | Indivíduo do público |
| Dose efetiva                       | 20 mSv**    | 1 mSv                |
| Dose equivalente para a pele       | 500 mSv     | 50 mSv               |
| Dose equivalente para o cristalino | 150 mSv     | 15 mSv               |

NOTA: \*\* - valor médio definido em um período de 5 anos, não podendo exceder 50 mSv em um ano.

### 2.2.2.3. Grandezas operacionais

As grandezas limitantes ou de proteção não são mensuráveis, embora seja possível, com informações adequadas sobre as condições de exposição (intensidade da radiação, espectro de energia, geometria da irradiação, etc) calcular a magnitude da exposição em termos de grandezas limitantes, isto não é uma opção prática para proteção radiológica operacional (GRIFFIT, 1999).

A ICRU definiu um conjunto de grandezas mensuráveis, que podem ser usadas para demonstrar conformidade com os limites de dose recomendados pela ICRP. Essas grandezas são definidas de modo a prover uma estimativa conservativa das grandezas limitantes, sendo baseadas no equivalente de dose, H, em um ponto específico de um tecido ou material equivalente:

$$H = Q.D \quad (2.17)$$

onde, D é a dose absorvida em um ponto do tecido ou material equivalente e Q é o fator de qualidade dependente da energia da radiação.

Três grandezas operacionais são importantes nesse contexto. Para monitoração de área tem-se o *equivalente de dose ambiente* (para radiações fortemente penetrantes) e *equivalente de dose direcional* (para radiações fracamente penetrantes). Já, para monitoração individual, tem-se o *equivalente de dose pessoal*.

As definições e conceitos envolvidos no âmbito das grandezas operacionais supracitadas não serão discutidas aqui, por fugir do escopo do presente trabalho. SOARES (2001) faz uma revisão detalhada sobre o tema.

#### 2.2.2.4. Dosimetria dos feixes de raios-X diagnóstico

Os instrumentos usados para gerar um sinal com o propósito de medir a exposição à radiação são chamados dosímetros. De um modo geral, um dosímetro pode ser definido como sendo um volume de meio sensível à radiação, possivelmente envolvido por uma parede ou camada de outro meio. O volume sensível, identificado como cavidade, pode ser gás, líquido ou sólido. A teoria da cavidade (princípio de Bragg-Gray) define o método de calcular a dose absorvida recebida usando o detector dessa descrição (DeWERT et. al., 1999).

Os detectores comuns usados em radiologia diagnóstica são (DeWERT et. al., 1999): (a) câmaras de ionização; (b) dosímetros termoluminescentes (TLD's); (c) filmes dosimétricos; (d) cintiladores e; (e) semicondutores. Os dois primeiros, devido ao largo emprego, são discutidos nos próximos dois sub-itens.

##### 2.2.2.4.1. Câmaras de ionização

As câmaras de ionização são, em princípio, os mais simples detectores gasosos. Sua operação normal é baseada na coleção de todas as cargas criadas por ionização direta dentro do volume de gás, através da aplicação de um campo elétrico. Esse campo elétrico deve ser de magnitude tal que colete todos os íons criados, sem, no entanto, ser capaz de criar ionização secundária. O número de íons criados ou a taxa de coleção dos mesmos gera o sinal que é registrado pelo eletrômetro (ou medidor de carga) acoplado à câmara (KNOLL, 1989).

A dose absorvida  $D_m$  (em Gy), em um dado material, pode ser deduzida utilizando o princípio de Bragg-Gray (ICRU, 1962, 1970; KNOLL, 1989):

$$D_m = W.S_m.P \quad (2.18)$$

onde,

$W$  é a energia média necessária para formar um par de íons no gás, em J/(par de íon);

$S_m$  é a razão entre o poder de freamento (energia por unidade de densidade) da parede da câmara pelo poder de freamento do volume de gás, adimensional;

$P$  é o número de par de íons formados no gás por unidade de massa, (par de íons)/kg.

Se o gás é o ar e a parede da câmara é de material de densidade equivalente ao ar, condições necessárias para medida da dose no ar, o fator  $S_m$  é unitário. No caso da determinação da dose no tecido biológico, de interesse particular na proteção radiológica, câmaras de ionização feitas de material equivalente ao tecido (composição química similar) são largamente empregadas.

A grandeza a ser medida em radiologia diagnóstica é o kerma no ar em grays. Algumas vezes o mensurando é também a dose absorvida no ar, que sobre condições de equilíbrio eletrônico, é essencialmente igual ao valor do kerma no ar (KRAMER, 1994).

O valor verdadeiro convencional do kerma no ar é idealmente determinado com um padrão primário (dosímetro da mais alta qualidade metrológica) mantido por laboratórios de organizações de competência, como por exemplo, o NIST (National Institute of Standards and Technology) nos Estados Unidos. Como na grande maioria dos casos isto não é praticável, um padrão de referência diretamente rastreável ao padrão primário é empregado (KRAMER, 1994; ISO, 1995; GREEN et. al., 1999).

É importante o conhecimento das grandezas de influência, relevantes para dosimetria de feixes de raios-X diagnóstico, que afetam as medidas com as câmaras de ionização. Dentre essas grandezas, pode-se destacar: dependência energética, dependência

da taxa de dose, dependência angular, temperatura ambiente, pressão atmosférica, umidade relativa do ar, etc (DeWERD et. al., 1999).

A dependência energética é a variação de sensibilidade do instrumento para diferentes energias dos fótons. É um parâmetro importante utilizado na calibração das câmaras, uma vez que diferentes câmaras possuem diferentes dependências energéticas, dependendo de sua finalidade. Uma redução dessa dependência pode ser conseguida diminuindo-se a espessura da parede da câmara para o mínimo necessário para prover equilíbrio eletrônico e resistência mecânica. Como o alcance dos elétrons em materiais de baixo número atômico decresce de aproximadamente  $0,02g.cm^{-2}$  em 150 keV para menos de  $2.10^{-4}g.cm^{-2}$  abaixo de 10 keV, a resistência mecânica é usualmente o critério primordial (ICRU, 1970).

As câmaras de ionização possuem também limitações quanto à taxa de dose que se pretende avaliar. Isso pode ocorrer por perdas do sinal causado pela recombinação dos íons no gás ou quando o sinal gerado pela taxa de dose é inferior ao ruído eletrônico ou corrente de fuga. A dependência angular ou sensibilidade do instrumento para a direção da radiação incidente é provocada pela não uniformidade da parede da câmara, posição do eletrodo coletor, e presença de isolantes e cabos conectores. Não é um parâmetro crítico quando esta direção é usualmente conhecida (ICRU, 1970; KRAMER, 1994).

Quando a câmara não é selada, é importante também a determinação da temperatura ambiente e pressão atmosférica no momento da medida, corrigindo-se a leitura da câmara para a temperatura e pressão de referência estabelecida pelo laboratório de calibração. Quanto à umidade do ar, que está diretamente relacionada com a temperatura, normalmente se recomenda a escolha de condições similares às do laboratório de calibração para a realização do teste (KRAMER, 1994; DeWERD et. al., 1999).

A resposta das câmaras à radiação incidente é afetada pelo tamanho e forma das mesmas, além da alta voltagem aplicada (SUNDE, 1992). O tipo mais comum para dosimetria de feixes de raios-X diagnóstico é a câmara de placas paralelas (formato panqueca), calibrada com suas placas orientadas perpendicularmente ao eixo do feixe. Outro tipo comum de câmara utilizada é a de formato cilíndrico, que tem a vantagem de não possui a limitação direcional da primeira. Para medidas de radiação espalhada é comum também o uso de câmaras esféricas de grandes volumes, (ideais para medidas de baixas taxas de dose) (DeWERD et. al., 1999; KOFLER et. al. 1994).

As câmaras supracitadas são de uso geral. Existem ainda, câmaras designadas para usos especializados, como as utilizadas para medidas do produto da dose pela área da campo (DAP). Esses dispositivos são muito semelhantes, em forma, às câmaras de placas paralelas, possuindo, porém, uma área ativa bem maior, cobrindo totalmente o campo de radiação. Esses medidores são posicionados normalmente no colimador do tubo para monitorar a radiação em procedimentos diagnósticos e fluoroscópicos (DeWERD et. al., 1999).

#### **2.2.2.4.2. Detectores termoluminescentes (TLD's)**

Muitos materiais cristalinos quando irradiados, alojam parte da energia da radiação em “armadilhas” de sua estrutura cristalina. Ao ser subsequentemente aquecidos, parte dessa energia é liberada como radiação eletromagnética, normalmente na faixa de 300 a 700 nm (região visível do espectro), de modo que a luz emitida é proporcional à dose de radiação recebida (CAMERON et. al., 1968; HOROWITZ, 1984).

Um sistema de dosimetria termoluminescente consiste basicamente de um cristal com as propriedades acima descritas e um equipamento que aqueça o cristal e, ao mesmo



tempo, meça a luz emitida. Aos cristais normalmente são acrescentadas pequenas concentrações de impurezas, para agirem como ativadores (ex.  $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$ , onde o Manganês é o ativador). O equipamento, denominado leitora termoluminescente, possui uma pequena resistência que aquece o cristal a uma taxa constante e uma fotomultiplicadora que converte a luz emitida em carga elétrica, em nC. Essa carga elétrica é resultado da integração da curva de emissão termoluminescente (intensidade de luz versus a temperatura de aquecimento), similar à mostrada na FIG. 8, cujos picos representam os diferentes níveis de energia das armadilhas da rede cristalina, característica do material termoluminescente.

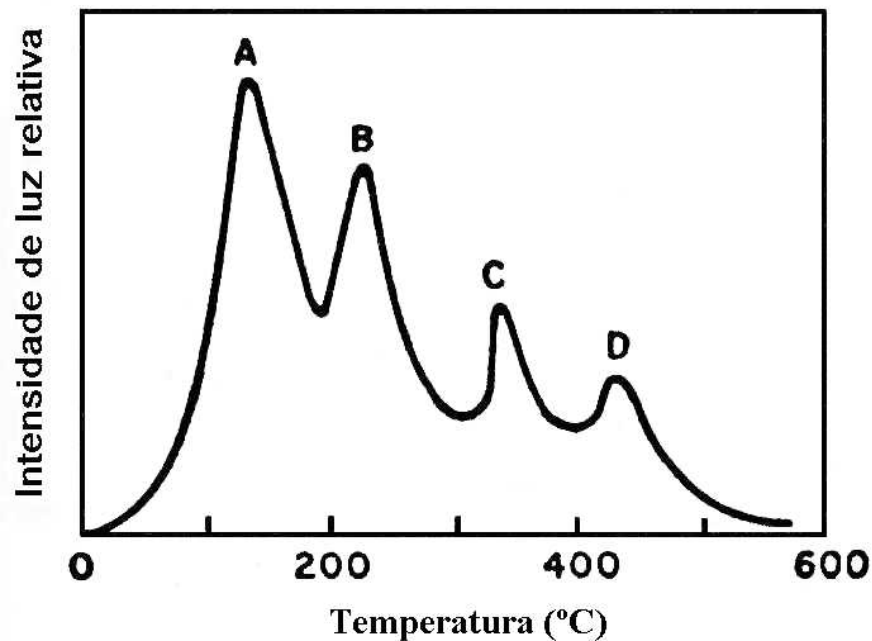


FIGURA 8 - Curva de emissão de um material termoluminescente.

Os detectores termoluminescentes, antes de serem irradiados, passam por um tratamento térmico com a finalidade de eliminar toda e qualquer energia residual depositada em sua estrutura cristalina (equivalente ao ato de zerar um instrumento de

medida). Após serem irradiados, é comum também um tratamento térmico pré leitura, para buscar eliminar as incertezas decorrentes dos picos de baixas temperaturas.

A dosimetria termoluminescente é um método de uso clínico simples, rápido e não obstrutivo. Porém, a técnica é um tanto imprecisa, pois, além de não ser um método primário de dosimetria (os TLD's devem ser calibrados contra uma câmara de ionização adequada), os TLD's são sensíveis a tratamentos térmicos, exposição ultra violeta (UV), contaminação química e manuseio. Isso tudo pode produzir variações na sensibilidade e precisão e/ou uma redução do sinal termoluminescente com o decorrer do tempo (desvanecimento) (BURKE et. al., 1997).

O fluoreto de lítio (LiF) TLD-100 (LiF:Mg,Ti), dentre todos os materiais termoluminescentes, é o mais comumente usado para dosimetria clínica, principalmente por possuir desvanecimento praticamente desprezível à temperatura ambiente (decréscimo de 1% ao ano do pico 5), número atômico da mesma ordem de grandeza do ar ou tecido biológico e baixa dependência energética (KNOLL, 1989). Apesar da mínima dose detectável (MDD) desse detector ser da ordem de 50-100  $\mu\text{Gy}$ , faixa encontrada em certos exames radiográficos como o de tórax, as outras substâncias termoluminescentes disponíveis, com MDD mais baixo (ex.  $\text{CaSO}_4$ ,  $\text{CaF}_2$ ), não possuem características tão ideais para uso clínico como o TLD-100. BURKE et. al. (1997) descreve dois métodos para redução do MDD do TLD-100: otimização dos processos de tratamento térmico e deconvolução ou extração matemática dos picos individuais da curva de emissão.

Um detector recentemente pesquisado para medidas de dose em pacientes submetidos à exames de radiodiagnóstico é o LiF:Mg,Cu,P (BURKE et. al., 1997; FILL et. al., 1998).

### **2.2.2.5. Estimativa da dose em pacientes submetidos a exames de radiodiagnóstico**

A medida da dose recebida pelo paciente em um determinado exame, com a subsequente comparação com os níveis de referência de diagnóstico (NRD) estabelecidos pelas autoridades de competência (CEC, 1996; SVS, 1998), é o parâmetro avaliador da otimização da proteção ao paciente em radiologia diagnóstica. Um NRD é um nível de dose fixado para um procedimento padrão aplicado a grupos de pacientes de tamanho médio ou a modelos-padrão. Isto significa que o NRD não é estabelecido para exposições individuais e pacientes individuais. Tendo isto em conta, se este nível for sistematicamente excedido, deve-se efetuar um reexame dos procedimentos e/ou do equipamento e, se necessário, adotar medidas de correção (CEC, 1999).

Os NRD's podem ser avaliados utilizando o produto da dose pela área do feixe DAP (em  $\text{mGy}\cdot\text{cm}^{-2}$ ) ou a dose na entrada da pele do paciente (DEP, em mGy) (CEC, 1999). A DEP, grandeza mais comumente utilizada, é definida como o kerma no ar (ou dose absorvida no ar, em condições de equilíbrio eletrônico), no ponto de interseção do eixo central do feixe de raios-X com a superfície de entrada do paciente, incluindo radiação espalhada (PAPAGEORGIOU, et. al., 2001).

Os NRD's são normalmente baseados em medidas de dose realizadas em vários hospitais e clínicas de um país ou região, para cada tipo de exame. Convencionou-se adotar o terceiro quartil (75 percentil) da distribuição de doses observadas como o nível de referência (CEC, 1996, 1999; WALL and SHRIPTON, 1998; VEIT et. al., 1998; ZOETELIEF et. al., 1998; SAXEBOL et. al., 1998). A SVS (1998) se baseia nos níveis de referência estabelecidos pela CEC (1996), conforme apresentado na TAB. 4.

TABELA 4.  
Níveis de referência de radiodiagnóstico por radiografia para  
paciente adulto típico

| EXAME                                |              | DEP (mGy)* |
|--------------------------------------|--------------|------------|
| Coluna Lombar                        | AP           | 10         |
|                                      | LAT          | 30         |
|                                      | JLS          | 40         |
| Abdômen, urografia e colecistografia | AP           | 10         |
|                                      | AP           | 10         |
| Pelve                                | AP           | 10         |
| Bacia                                | AP           | 10         |
| Tórax                                | PA           | 0,4        |
|                                      | LAT          | 1,5        |
| Coluna Torácica                      | AP           | 7          |
|                                      | LAT          | 20         |
| Odontológico                         | Periapical   | 3,5**      |
|                                      | AP           | 5          |
| Crânio                               | AP           | 5          |
|                                      | LAT          | 3          |
|                                      | CC com grade | 10         |
| Mama***                              | CC com grade | 10         |
|                                      | CC sem grade | 4          |

Notas: PA: projeção pósterio-anterior; AP: projeção antero-posterior; LAT: projeção lateral; CC: projeção crânio-caudal; JLS: junção lombo-sacro.

(\*) DEP, dose de entrada da pele. Estes valores são para receptor de imagem de sensibilidade média, velocidade relativa de 200. Para combinações filme-tela mais rápidas (400-600) estes valores devem ser reduzidos por um fator de 2 a 3.

(\*\*) para filme do grupo E.

(\*\*\*) determinada em uma mama comprimida de 4,5 cm para sistema tela-filme e uma unidade com anodo e filtração de molibidênio.

Os métodos para estimativa da dose na entrada da pele do paciente podem ser divididos em diretos e indiretos (HARRISON, et. al., 1983). Métodos diretos compreendem a medida da dose utilizando TLD's (devidamente calibrados) presos diretamente na pele do paciente. Métodos indiretos usam a intensidade do feixe ("output", medido com uma câmara de ionização calibrada), para a técnica radiográfica (kVp, mA, ms) e distância do foco empregada, podendo-se utilizar, em seguida, uma relação tal qual (FAULKNER et. al., 1999):

$$DEP = output \cdot \left( \frac{kV^2}{80} \right) \cdot \left( \frac{100^2}{DFS^2} \right) \cdot \left( \frac{mAs}{BSF} \right) \quad (2.19)$$

onde,

*output* : medida da intensidade do feixe (em mGy/mA.s), realizada com uma câmara de ionização calibrada, posicionada distante de meios espalhadores, a 80 kV e distância de 100 cm do foco;

*DFS* : distância entre o foco e a pele do paciente para o determinado exame, em cm;

*kV* : tensão de pico empregada no exame, em kV;

*mA.s* : produto da corrente do tubo pelo tempo de exposição, empregado no exame, em mA.s;

*BSF* : fator de retro-espalhamento, adimensional.

O fator de retro-espalhamento é definido como:

$$BSF = \frac{K(fantoma)}{K(s/ fantoma)} \quad (2.20)$$

onde,

*K(fantoma)* : é a medida do kerma no ar (em mGy) realizada na superfície de um fantoma de água de dimensões padrões;

*K(s/ fantoma)* : é a medida do kerma no ar (em mGy) na mesma posição anterior, porém realizada na ausência do fantoma.

O fator de retro-espalhamento pode ser determinado experimentalmente ou utilizando a técnica de monte carlo. Alguns autores apresentam valores de fator de retro-espalhamento para a faixa de energia de radiodiagnóstico (HARRISSON, 1982; GROSSWENDT, 1984; KLEVENHAGEN, 1989; LACERDA et. al., 2002).

### **2.3. Camada semi-redutora (CSR)**

Fabricantes de equipamentos de raios-X devem assegurar que os requisitos de filtração mínima estabelecidos pela ICRP sejam atendidos. A adequação a tais requisitos é parte integrante dos testes de controle de qualidade em um PGQ. O método mais largamente empregado para inferir sobre a filtração total da máquina é aquele que relaciona a mesma à qualidade do feixe de raios-X, também denominada penetrabilidade ou poder de penetração do feixe. A qualidade do feixe, como descrito no *item 2.1.3.2*, pode ser caracterizada numericamente pela camada semi-redutora (CSR), cuja determinação é feita medindo-se a intensidade do feixe de raios-X à medida que se acrescenta atenuadores (alumínio para a qualidade de diagnóstico) de espessuras definidas no caminho do feixe.

#### **2.3.1. Fatores de influência na medida da CSR**

Os fatores que influenciam a estimativa da CSR podem ser divididos em: (a) geometria; (b) dosimetria; (c) atenuadores e (d) análise dos dados.

##### **2.3.1.1. Influência da geometria**

Uma definição mais completa da CSR é a espessura de material absorvedor necessária para reduzir a intensidade do feixe de raios-X a 50% do valor original, em condições de boa geometria. Essa condição implica numa configuração que minimize a influência do espalhamento, que tende a aumentar o valor da CSR. Nesse sentido, FARR (1955) e TROUT et. al. (1960) investigaram o efeito das variações do tamanho do campo e distâncias foco-filtro-câmara, na medida da CSR. TROUT et. al. (1960) desenvolveram um método para determinar com precisão um valor único para a CSR para energias geradas

por tensões de 100 a 300 kV, baseado na extrapolação da CSR para o tamanho de campo nulo.

As FIG. 9, 10, 11, 12 e 13 mostram, respectivamente, os resultados encontrados por TROUT et. al. (1960) para a variação da CSR com: (a) a distância foco câmara (DFC); (b) distância placas câmara (DPC); (c) diâmetro do filtro irradiado.

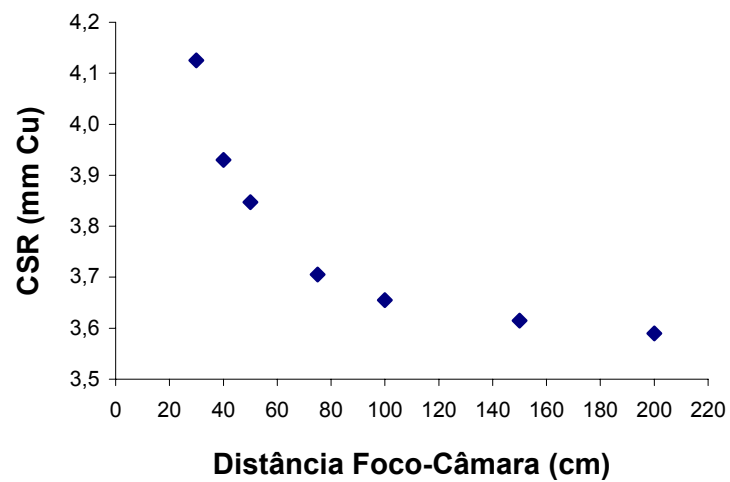


FIGURA 9 - Variação da camada semi-redutora (CSR) com a distância entre o foco e a câmara (DFC). Tensão de pico 300 kV; Filtro de tratamento de 4,0 mm de Cu; Diâmetro do filtro irradiado igual a 10 cm; Distância foco-placas (DFP) igual a metade da DFC.

FONTE: TROUT et. al., 1960.

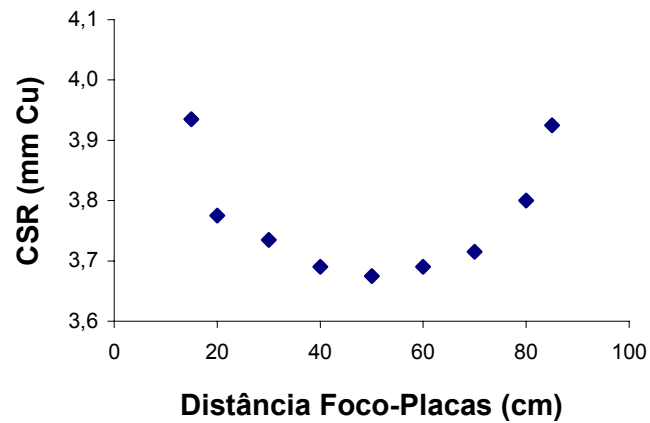


FIGURA 10 - Variação da camada semi-redutora (CSR) com a distância entre o foco e as placas ou filtros (DFP). Tensão de pico 300 kV; Filtro de tratamento de 4,0 mm de Cu; Diâmetro do filtro irradiado igual a 10 cm; Distância foco-câmara (DFC) igual a 100 cm.  
 FONTE: TROUT et. al., 1960.

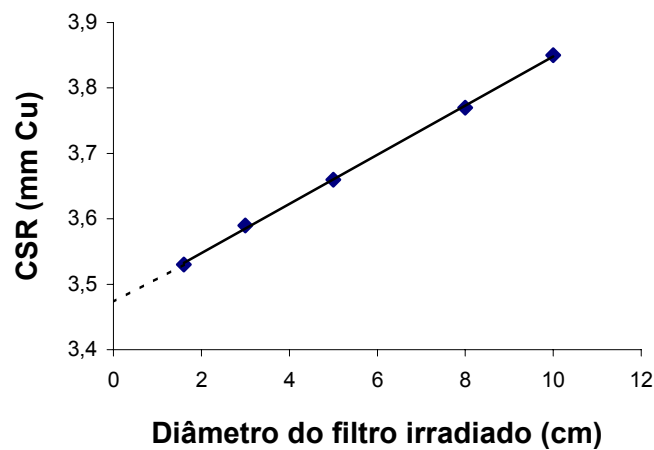


FIGURA 11 - Variação da camada semi-redutora (CSR) com o diâmetro do filtro irradiado. Tensão de pico 300 kV; Filtro de tratamento de 4,0 mm de Cu; Distância foco-câmara (DFC) igual a 50 cm; Distância foco-placas (DFP) igual a 25 cm.  
 FONTE: TROUT et. al., 1960.



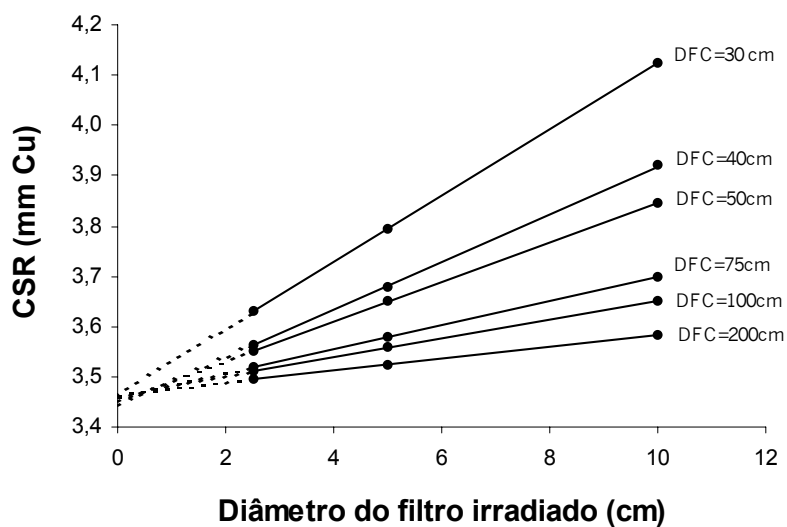


FIGURA 12 - Variação da camada semi-redutora (CSR) com o diâmetro do filtro irradiado para diferentes distâncias foco-câmara (DFC). Tensão de pico 300 kV; Filtro de tratamento de 4,0 mm de Cu; Distância foco-placas (DFP) igual a metade da distância foco-câmara (DFC).

FONTE: TROUT et. al., 1960.

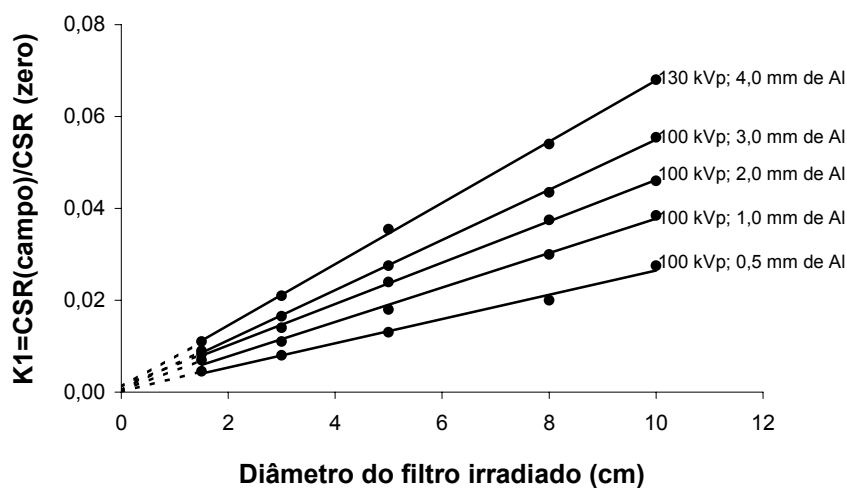


FIGURA 13 - Variação percentual da CSR ( $K1 = CSR(\text{campo}) / CSR(\text{campo zero})$ ) com o diâmetro do filtro irradiado. Distância foco-placas (DFP) igual 25 cm e distância foco-câmara (DFC) igual a 50 cm.

FONTE: TROUT et. al., 1960.

As figuras apresentadas acima sugerem que:

- o valor da CSR diminui a medida que se aumenta a distância entre o foco e a câmara, tendendo a um valor mínimo [ref. FIG. 9]. Isso evidencia a influência do espalhamento, uma vez que a radiação espalhada, detectada pela câmara, será tanto maior quanto mais próxima do foco ela estiver;
- mantendo-se fixa a distância foco-câmara e variando a distância foco-placas a CSR apresenta um comportamento simétrico, em torno da meia distância [ref. FIG. 10], recomendando-se posicionar os filtros a essa distância para diminuir os efeitos do espalhamento;
- as FIG. 11, 12 e 13, mostram a variação da CSR com o tamanho do campo, evidenciando um crescimento linear da CSR com esse parâmetro. O que sugere a extrapolação da reta para o campo cujo espalhamento seria nulo (campo zero), para uma determinação precisa da CSR.

### **2.3.1.2. Influência da dosimetria**

Além da geometria, a medida da CSR está sujeita a erros resultantes da dosimetria, ou seja, da medida da dose ou grandeza dosimétrica utilizada para medir a variação da intensidade do feixe.

Considerando que a curva de atenuação quando traçada em uma escala semi-log assume um comportamento aproximadamente linear, o ponto inicial da mesma curva ( $X_1$ ) e o ponto correspondente a 50% da intensidade original do feixe ( $X_2$ ), qualquer erro dosimétrico em  $X_1$  ou  $X_2$ , muda a inclinação da curva de atenuação, levando a um erro na CSR de  $\Delta CSR$ . Tomando as relações ilustradas na FIG. 14, têm-se que:

$$\frac{CSR + \Delta CSR}{CSR} = \frac{\ln 2}{\ln 2 + \ln(1 + \Delta X_1 / X_1) - \ln(1 + \Delta X_2 / X_2)}$$

$$\approx \frac{\ln 2}{\ln 2 + \ln(\Delta X_1 / X_1) - \ln(\Delta X_2 / X_2)}$$

$$\approx 1 - \frac{1}{\ln 2} (\Delta X_1 / X_1 - \Delta X_2 / X_2)$$

$$\frac{\Delta CSR}{CSR} \approx -1,5 (\Delta X_1 / X_1 - \Delta X_2 / X_2)$$

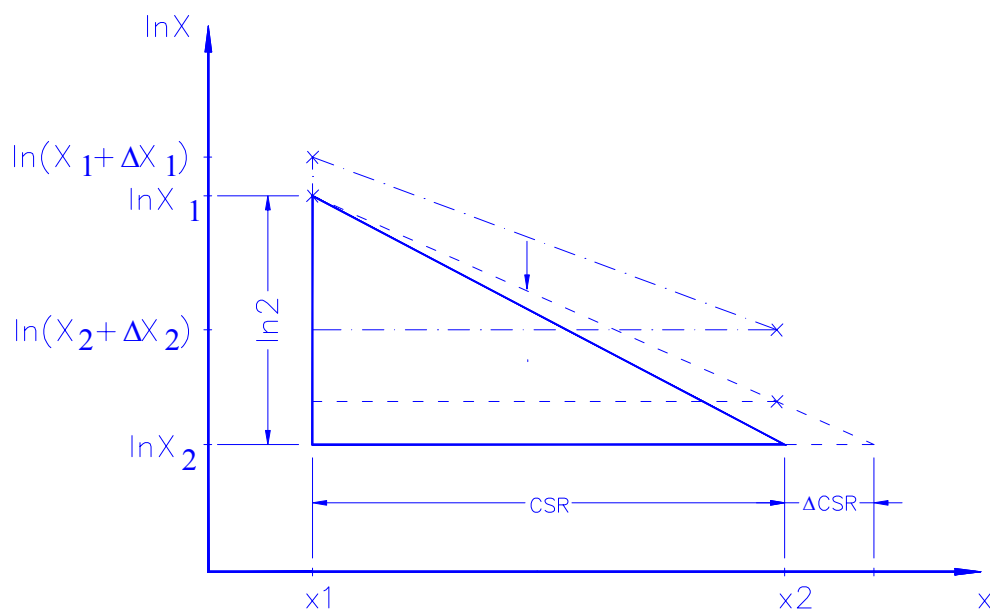


FIGURA 14 - Propagação de erros dosimétricos na determinação da CSR; o erro dosimétrico relativo aparece como uma mudança na inclinação da curva de atenuação, resultado de um aumento ou redução da CSR por  $\Delta CSR$ .

FONTE: NAGEL, 1988.

Os erros dosimétricos afetam a exatidão da CSR, como indicado na FIG. 15, podendo ser demonstrado pelos seguintes três exemplos:(NAGEL, 1988):

- (a) um erro sistemático de fixa porcentagem, que pode ser devida a uma incorreta calibração do dosímetro; o erro dosimétrico na CSR seria nulo.
- (b) um erro sistemático de quantidade fixa, como uma compensação do instrumento; o erro resultante da CSR seria 1,5 vezes o erro dosimétrico relativo

no ponto inicial; isto também aplica-se também a contribuições indiretas da radiação espalhada.

- (c) erros relativos de sinais opostos mas iguais quantidades que pode ser devido a uma variação aleatória (causada pelo próprio dosímetro ou pela variação da intensidade do equipamento de raios-X). O erro dosimétrico relativo da CSR é três vezes o erro dosimétrico relativo no ponto inicial.

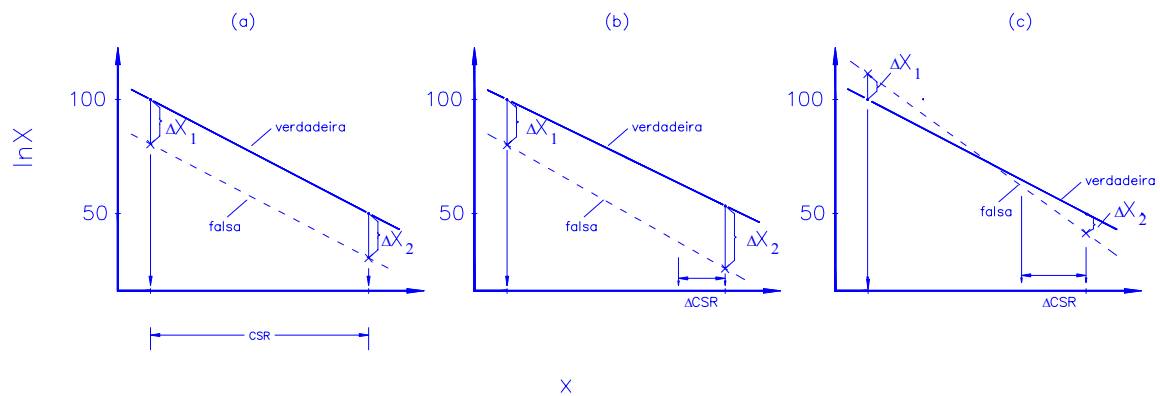


FIGURA 15 - Conseqüências de diferentes tipos de erros dosimétricos para determinação da CSR. (a) erro do tipo I,  $\Delta X_1 / X_1 = \Delta X_2 / X_2 \rightarrow \Delta CSR = 0$ ; (b) erro do tipo II,  $\Delta X_1 = \Delta X_2 \rightarrow \Delta CSR / CSR \approx 1,5 \Delta X_1 / X_1$ ; (c) erro do tipo III,  $\Delta X_1 / X_1 = -\Delta X_2 / X_2 \rightarrow \Delta CSR / CSR \approx -3 \Delta X_1 / X_1$ .

FONTE: NAGEL, 1988.

A dependência energética do dosímetro também pode ser um problema sério, na determinação da CSR, pois, à medida que se acrescentam filtros no caminho do feixe a energia efetiva desse feixe também aumenta, alterando erroneamente a inclinação da curva de atenuação. Exemplificando, se a CSR é medida para 100 kV e 2 mm de filtração de Al, a energia efetiva do espectro é 30 keV no ponto inicial, mudando para 40 keV depois de adicionado 3,5 mm de Al (NAGEL, 1988). Nesse sentido, MORRISSON et. al. (1952), mostraram que correções de 5 a 10% podem ser requeridas para CSR's na faixa de 0,5 a 2,0 mm de Al, estimadas com câmaras cujas leituras devem ser corrigidas para a qualidade

do feixe. WAGNER et. al. (1990) observaram diferenças de até 17% (ou 0,05 mm) na estimativa da CSR em mamografia (CSR entre 0,3 e 0,4 mm de Al), recomendando o uso de câmaras com dependências energéticas inferiores a 10% em medidas na faixa de 20 a 50kV. Para a faixa de energia compreendida entre 1 a 5 mm de Al de CSR, SUNDE (1992) recomenda uma dependência energética menor que 5%.

### **2.3.1.3. Influência dos atenuadores**

Os filtros ou atenuadores que normalmente são utilizados em radiologia diagnóstica são: o alumínio, para tensões de até 120 kV<sub>p</sub> e o cobre, para potenciais maiores (JOHNS and CUNNINGHAM, 1983). Para determinação da CSR, deve-se levar em consideração: a pureza, espessura e homogeneidade dos atenuadores escolhidos.

A composição do atenuador é um parâmetro que influi significativamente na estimativa da CSR para feixes de baixa energia (tensões de até 30 kV<sub>p</sub>) (STANTON et. al. 1984; WAGNER et. al. 1990; PIUBELI, 1989). Isso ocorre porque as impurezas encontradas nos atenuadores comerciais (~98,8% de Al) possuem, em sua maioria, número atômico maior que o do alumínio ( $Z=13$ ) e, portanto, como o efeito fotoelétrico, predominante nessa faixa de energia, é fortemente relacionado com o número atômico (*item 2.1.4.1*), a absorção dos fótons pelos atenuadores comerciais será maior, ou seja, a CSR será menor utilizando atenuadores de menor pureza.

PIUBELI (1989) mostrou que a divergência entre as CSR's obtidas com atenuadores de alta pureza (>99,9% de Al) e comerciais (~98,8% de Al) diminui a medida que a energia do feixe é aumentada, chegando a um desvio máximo de 3,2% para tensões de aproximadamente 50 kV<sub>p</sub>. A literatura, em geral, recomenda a utilização de alumínio de

liga 1100 (>99%) para tensões de pico acima de 70 kV<sub>p</sub>. (LAMEL, 1981; AAPM, 1988; SEFM, 1996; IEE, 1999; NCRP, 1988).

Erros na espessura dos atenuadores irão influir diretamente na medida da CSR (exemplificando, se a espessura utilizada para traçar a curva de atenuação for inferior à real, a CSR possuirá um valor maior que o verdadeiro, caso contrário a CSR será menor). WAGNER et. al. (1990) recomendam, para estimativa da CSR em mamografia, que as espessuras dos atenuadores sejam dadas em termos de massa por unidade de área (espessura mássica), visando minimizar os erros sistemáticos decorrentes das medidas com o micrômetro. A ICRU (1962) recomenda esse procedimento também para as energias de feixes utilizados em radiologia médica convencional.

#### **2.3.1.4. Influência da metodologia de análise dos dados**

A forma funcional da curva de atenuação não é conhecida; dessa forma, a interpolação dos dados para a determinação da CSR introduz sempre erros sistemáticos (WAGNER, 1990). É comum, no entanto, considerar um comportamento monoenergético do feixe, ajustando os pontos da curva de atenuação a uma função exponencial (BUSHBERG, et. al. 1994; IEE, 1999). Essa consideração é feita pelo fato do feixe de raios-X tender a apresentar esse comportamento a medida que é filtrado.

#### **2.3.2. Padrões de desempenho**

A SVS (1998) estabelece que o valor da camada semi-redutora do feixe útil, não deve ser menor que o valor mostrado na TAB. 5, para uma dada tensão do tubo e fase, de modo a demonstrar conformidade com os requisitos de filtração mínima, estabelecidos pela ICRP (1982). É comum utilizar para a verificação da conformidade da CSR, o valor

medido de tensão, ao invés do valor nominal, fazendo-se uma interpolação linear com os dados da TAB. 5.

TABELA 5.  
Valores mínimos de camadas semi-redutoras  
em função da fase e tensão no tubo.

| <b>kV<sub>p</sub></b> | <b>CSR (mm Al)</b> |                  |
|-----------------------|--------------------|------------------|
|                       | <b>Monofásico</b>  | <b>Trifásico</b> |
| 70                    | 2,1                | 2,3              |
| 80                    | 2,3                | 2,6              |
| 90                    | 2,5                | 3,0              |
| 100                   | 2,7                | 3,2              |
| 110                   | 3,0                | 3,5              |
| 120                   | 3,2                | 4,9              |
| 130                   | 3,5                | 4,1              |

#### 2.4. Incerteza na medição

Este item foi resumido a partir do “Guia para Expressão da Incerteza de Medição” (ABNT, 1998), que trata de maneira completa e didática o tema em questão.

A palavra “incerteza” significa dúvida, e assim, no sentido mais amplo, “incerteza na medição” significa dúvida acerca da validade do resultado de uma medição; ou seja, é um parâmetro, associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos ao mensurando.

Na prática, existem muitas fontes possíveis de incerteza em uma medição, incluindo: (a) definição incompleta do mensurando; (b) realização imperfeita da definição do mensurando; (c) amostragem não-representativa – a amostra medida pode não

representar o mensurando definido; (d) conhecimento inadequado dos efeitos das condições ambientais sobre a medição ou medição imperfeita das condições ambientais; (e) erro de tendência pessoal na leitura de instrumentos analógicos; f) resolução finita do instrumento ou limiar de mobilidade; (g) valores inexatos dos padrões de medição e materiais de referência; (h) valores inexatos das constantes e de outros parâmetros obtidos de fontes externas e usados no algoritmo de redução de dados; (i) aproximações e suposições incorporadas ao método e procedimento de medição; (j) variações nas observações repetidas do mensurando sob condições aparentemente idênticas.

#### 2.4.1. Modelagem da medição

Quando se realiza uma determinada medição, na maioria dos casos, o mensurando  $Y$ , não é medido diretamente, mas sim determinado a partir de  $N$  outras grandezas  $X_1, X_2, \dots, X_N$ , através de uma relação funcional  $f$ :

$$Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N) \quad (2.21)$$

As grandezas de entrada  $X_1, X_2, \dots, X_N$ , podem então ser consideradas mensurandos e da mesma forma, depender de outras grandezas. Ou seja,  $f$  deve conter todas as grandezas, incluindo todas as correções e fatores de correção que possam contribuir com um componente significativo da incerteza para o resultado de medição.

Uma estimativa  $y$  do mensurando  $Y$  pode ser obtida usando estimativas de entrada  $x_1, x_2, \dots, x_N$  para os valores das  $N$  grandezas  $X_1, X_2, \dots, X_N$ :

$$y = f(x_1, x_2, \dots, x_N) \quad (2.22)$$

Em alguns casos, a estimativa  $y$  pode ser obtida pela média aritmética de  $n$  determinações independentes  $Y_k$  de  $Y$ :



$$y = \bar{Y} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n Y_k = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n f(X_{1,k}, X_{2,k}, \dots, X_{N,k}) \quad (2.23)$$

O desvio padrão estimado, associado com a estimativa de saída ou resultado de medição  $y$ , denominado incerteza padrão combinada  $u_c(y)$  é determinado pelo desvio padrão estimado  $u(x_i)$ , associado com cada estimativa de entrada  $x_1, x_2, \dots, x_N$ , denominada incerteza padrão.

As estimativas das grandezas de entrada  $x_i$ , com suas respectivas incertezas padrões associadas  $u(x_i)$  são obtidas de uma distribuição de valores possíveis das grandezas de entrada  $X_i$ . Se essa distribuição de probabilidade é baseada em uma série de observações,  $X_{i,k}$  de  $X_i$  a avaliação é dita do tipo A, caso contrário é denominada avaliação do tipo B.

#### 2.4.1.1. Avaliação da incerteza padrão do tipo A

Considerando uma série de medidas, com valores observados  $x_i$ , a melhor estimativa da grandeza  $X_i$  (que varia aleatoriamente) é dada pela média aritmética  $\bar{X}_i$  das  $n$  observações:

$$\bar{X}_i = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (2.24)$$

A flutuação dos valores medidos em torno de sua média pode ser caracterizada pela variância experimental das observações ( $s^2(x_i)$ ) ou pela sua raiz quadrada positiva ( $s(x_i)$ ), denominada desvio padrão experimental:

$$s(x_i) = \sqrt{s^2(x_i)} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (2.25)$$

Para uma grandeza de entrada  $X_i$ , determinada por  $n$  observações repetidas e independentes  $X_{ik}$ , a incerteza padrão  $u(x_i)$  de sua estimativa  $x_i = \overline{X}_i$  pode ser avaliada através da variância ou desvio padrão experimental do valor médio:

$$u(x_i) = s(\overline{X}_i) = \sqrt{s^2(\overline{X}_i)} = \frac{1}{\sqrt{n}} \cdot s(x_i) \quad (2.26)$$

Por conveniência,  $u^2(x_i) = s^2(\overline{X}_i)$  e  $u(x_i) = s(\overline{X}_i)$  são por vezes denominados uma variância do tipo A e uma incerteza padrão do tipo A, respectivamente. Embora a variância seja a grandeza fundamental, o desvio padrão, por possuir as mesmas dimensões de  $X_i$  é a grandeza mais conveniente para expressar a incerteza na medição.

#### 2.4.1.2. Avaliação da incerteza padrão do tipo B

A incerteza padrão para uma estimativa  $x_i$  de uma grandeza de entrada  $X_i$ , quando não obtidas através de observações repetidas, podem ser avaliadas através de julgamento científico, baseados em todas as informações disponíveis sobre a possível variabilidade de  $X_i$  como: (a) dados de medições prévias; (b) experiência ou conhecimento geral do comportamento e propriedades de materiais e instrumentos relevantes; (c) especificações do fabricante; (d) dados fornecidos em certificados de calibração e outros certificados, (e) incertezas relacionadas a dados de referência extraídos de manuais; etc.

É comum assumir uma distribuição normal (gaussiana) para as incertezas do tipo B. Nesse tipo de suposição define-se os limites  $\pm a$  da estimativa dividindo tal limite por um número conveniente de acordo com o nível da confiança apropriado para a distribuição normal. Por exemplo, se as incertezas declaradas definem um intervalo com nível da confiança de 90%, 95% ou 99%, os fatores correspondentes serão respectivamente 1,64, 1,96 e 2,58.

Outra hipótese que pode ser adotada é a suposição, por simplicidade, de uma distribuição de probabilidade retangular, ou seja, probabilidades iguais dentro dos limites  $\pm a$  estabelecidos. Nesse caso, o valor esperado de  $X_i$  é o ponto médio no intervalo  $x_i = (a_- + a_+)/2$  e a incerteza padrão (assumindo a diferença entre os limites igual a  $2a$ ) igual:

$$u(x_i) = \sqrt{u^2(x_i)} = \sqrt{\frac{(a_+ - a_-)^2}{12}} = \frac{a}{\sqrt{3}} \quad (2.27)$$

Se uma distribuição triangular (com os mesmos limites) é assumida, a incerteza padrão é dada por:

$$u(x_i) = \frac{a}{\sqrt{6}} \quad (2.28)$$

Não há critérios rígidos para a estimativa das incertezas do tipo B. Porém, se o conjunto de informações para uma avaliação do tipo B for avaliado com discernimento (baseado na experiência e no conhecimento geral), sua estimativa pode ser considerada tão confiável quanto uma avaliação do tipo A, especialmente numa situação de medição onde a última é baseada em um número comparativamente pequeno de observações estatisticamente independentes.

### 2.4.2. Incerteza padrão combinada e expandida

A incerteza padrão combinada  $u_c(y)$  para grandezas de entrada independentes e interdependentes (correlacionadas) são apresentadas, respectivamente, nas equações EQ. 2.29 e EQ. 2.30.

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left[ \frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 u^2(x_i) \quad (2.29)$$

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N c_i^2 u^2(x_i) + 2 \cdot \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=1}^N c_i \cdot c_j \cdot u(x_i) \cdot u(x_j) \cdot r(x_i, x_j) \quad (2.30)$$

onde,

$$c_i \equiv \frac{\partial f}{\partial x_i} \quad (2.31)$$

$$r(x_i, x_j) = \frac{u(x_i, x_j)}{u(x_i) \cdot u(x_j)} \quad (2.32)$$

As equações EQ. 2.29 e EQ. 2.30 são baseadas numa aproximação de primeira ordem da série de Taylor de  $Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N)$  e expressam a lei de propagação da incerteza.

Embora  $u_c(y)$  possa ser universalmente usada para expressar a incerteza de um resultado de medição é muitas vezes necessário definir um intervalo em torno do resultado da medição com o qual se espera abranger uma extensa fração da distribuição de valores que poderiam ser razoavelmente atribuídos ao mensurando. A medida que satisfaz tal requisito é a incerteza expandida  $U$ , obtida multiplicando-se  $u_c(y)$  por um fator de abrangência  $k$ :

$$U = k \cdot u_c(y) \quad (2.33)$$

$U$  é interpretado como definindo um intervalo em torno do resultado de medição que abrange uma extensa fração  $p$  da distribuição de probabilidade, caracterizada por aquele resultado e sua incerteza combinada, e  $p$  é a probabilidade de abrangência ou nível da confiança do intervalo.

O valor do fator de abrangência  $k$  é escolhido com base no nível da confiança requerida para o intervalo  $y - U$  a  $y + U$ . Na prática é comum supor que tomando  $k = 2$ , é produzido um intervalo tendo um nível da confiança de 95% e que, tomando  $k = 3$ , é produzido um intervalo tendo um nível da confiança de 99%.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

O primeiro passo dado para se fazer a análise crítica a que se propôs o presente trabalho, foi definir uma metodologia ótima para se determinar os parâmetros em estudo; ou seja, definiu-se um procedimento adequado para a medida da camada semi-redutora (CSR). Esse procedimento deveria primar por fornecer valores confiáveis, sendo também requisitos imprescindíveis, a facilidade e rapidez na execução.

Uma vez calculado o valor ótimo para a CSR, com sua devida incerteza, pode-se compará-lo com àqueles fornecidos através da variação de algum fator de influência. Nesse sentido, aplicam-se os padrões de desempenho estabelecidos pela SVS (1998).

O presente capítulo descreve os materiais e metodologia adotados na realização dos experimentos propostos, podendo assim ser resumido:

- Descrição das fontes de raios-X e gama, bem como das câmaras de ionização (incluindo a caneta dosimétrica) e sistema termoluminescente (dosímetros termoluminescentes, forno, estufa, leitora e acessórios) utilizados;
- Descrição do processo de seleção dos dosímetros termoluminescentes, bem como da calibração dos mesmos em feixes de raios-X diagnóstico;
- Determinação do valor ótimo da CSR, que compreende escolha da técnica radiográfica e atenuadores, além do arranjo experimental adequado e análise correta dos dados;
- Metodologia para avaliação dos fatores de influência na medida da CSR, tais como: geometria, volumes das câmaras de ionização, meios espalhadores e tipo de detector;
- Metodologia e parâmetros analisados para estimativa das incertezas na determinação da CSR.

### 3.1. Fonte de raios-X

A fonte de raios-X empregada em todos os experimentos foi uma unidade VMI - Modelo Pulsar 800 PLUS, de potencial constante, anodo giratório de tungstênio de  $16^\circ$ , duplo foco (F.F=1,0 mm e F.G=2,0 mm). A filtração adicional do mesmo equipamento é de 0,5 mm de Al e a filtração inerente é equivalente a 0,6 mm em Al a 62,5 kV. A faixa de tensão é 40 a 120 kV (VMI, s.d.).



FIGURA 16 - Equipamento de raios-X VMI - Modelo Pulsar - 800 PLUS

### 3.2. Fonte de radiação gama

Os campos de radiação gama utilizados neste trabalho foram produzidos por um irradiador de fabricação STS Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH, modelo OB85/3 (FIG. 17 e 18).

O irradiador consiste, basicamente, de uma blindagem cilíndrica de chumbo, contendo três fontes de radiação ( $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{60}\text{Co}$  e  $^{241}\text{Am}$ ), com as seguintes atividades nominais:

$^{137}\text{Cs}$ : 740 GBq em 29/10/1997;

$^{60}\text{Co}$  : 37 GBq em 06/11/1997;

$^{241}\text{Am}$ : 7,4 GBq em 21/07/1997.

O processo de irradiação é controlado por uma unidade de controle que permite estabelecer o tempo de irradiação através de um “timer”. Um dispositivo pneumático posiciona a fonte pré-selecionada na posição de irradiação, localizada no centro da blindagem cilíndrica, sendo responsável, também, pelo seu recolhimento à posição de armazenamento.



FIGURA 17 - Irradiador gama STS OB85/3.



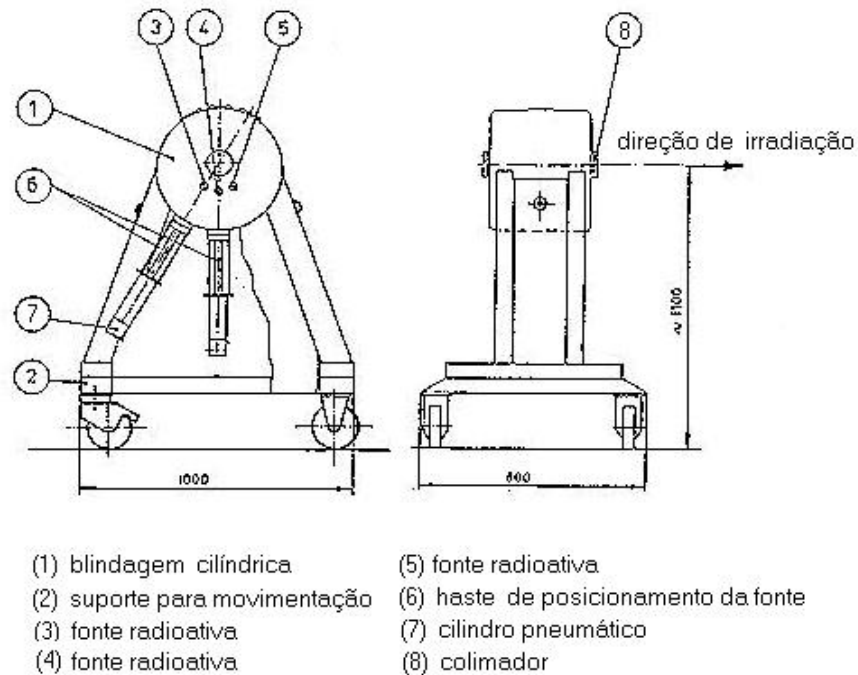


FIGURA 18 - Esquema do Irradiador STS OB85/3.

FONTE: STS, 1993.

O sistema de irradiação é composto, além do irradiador, de um banco ótico com alta precisão para posicionamento dos sistemas de medidas. O ponto de irradiação é determinado pela interseção de dois raios laser, um coincidente com o centro do campo e o outro perpendicular à direção de irradiação.

### 3.3. Câmaras de ionização

As medidas de kerma no ar para determinação da CSR foram realizadas utilizando-se as câmaras de ionização da RADCAL/MDH, dos seguintes modelos e características (KOFLER, et. al., 1994):

- 10X5-6: câmara não selada, de formato cilíndrico, com 6 cm<sup>3</sup> de volume ativo. Possui paredes de policarbonato com uma camada interna de grafite condutor (eletrodo) e é a câmara mais comumente usada em controle de qualidade em radiodiagnóstico. Seu volume sensível é pequeno o suficiente para ser colocado

inteiramente dentro do feixe, com desprezível influência do efeito anódico (“heel effect”), sendo porém grande o suficiente para detectar taxas de dose relativamente pequenas (FIG. 19 e FIG. 20).

- 10X5-60: câmara não selada, de placas paralelas (formato panqueca), com  $60 \text{ cm}^3$  de volume ativo. Possui paredes de policarbonato com uma camada externa de grafite condutor (eletrodo). Essa camada, eletricamente condutora, tem a função de minimizar o ruído proveniente de campos elétricos externos e campos estáticos. A câmara é usada para detectar baixas taxas de dose em áreas relativamente inacessíveis, como no bucky mural. É mais sensível que a câmara anterior de  $6 \text{ cm}^3$  e menos que a de  $180 \text{ cm}^3$  (FIG. 21 e FIG. 22).
- 10X5-180: câmara não selada, de placas paralelas (formato panqueca), com  $180 \text{ cm}^3$  de volume ativo, paredes de policarbonato com camada externa de grafite condutor (eletrodo), com a mesma função descrita para a câmara 10X5-60. Seu grande volume sensível permite detectar baixas taxas de dose, como raios-X espalhados ou transmitidos através de um atenuador, como aventais de chumbo (FIG. 23 e FIG. 24).
- 30X6-11: câmara não selada, de placas paralelas, com  $10,4 \text{ cm}^3$  de volume ativo, paredes de policarbonato com camada externa de grafite condutor (eletrodo), com a mesma função descrita para a câmara 10X5-60. A câmara também é usada para detectar baixas taxas de dose em áreas relativamente inacessíveis. É mais sensível que a câmara de  $6 \text{ cm}^3$  e menos que a de  $60 \text{ cm}^3$  (FIG. 25 e TAB. 6).

Ao eletrômetro RADCAL/MDH modelo 9010 (FIG. 26 e TAB. 7) foram acopladas as câmaras da série 10X. Para o eletrômetro modelo 3036 (FIG. 27) além das mesmas

câmaras, acoplou-se ainda a câmara 30X6-11. As câmaras séries 10X são acopladas ao último eletrômetro através do adaptador multi-câmaras RADCAL/MDH 30A6, apresentando as faixas de dose e taxa de dose mostradas na TAB. 8.

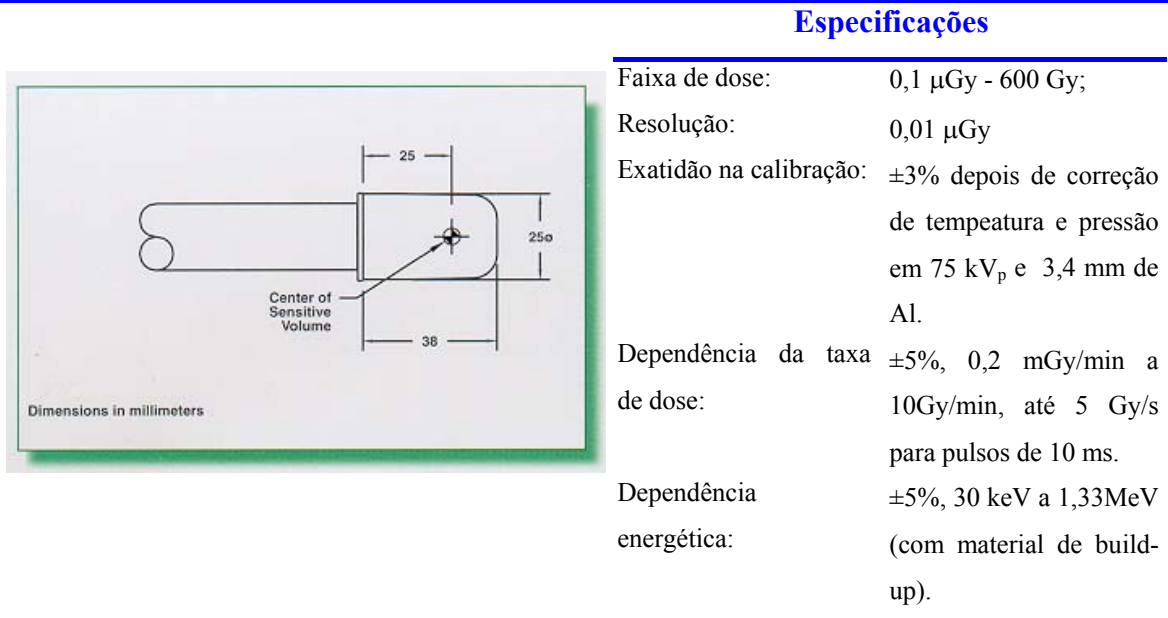


FIGURA 19 - Desenho e características da câmara RADCAL/MDH 10X5-6.

FONTE: RADCAL/MDH. [www.radcal.com](http://www.radcal.com).

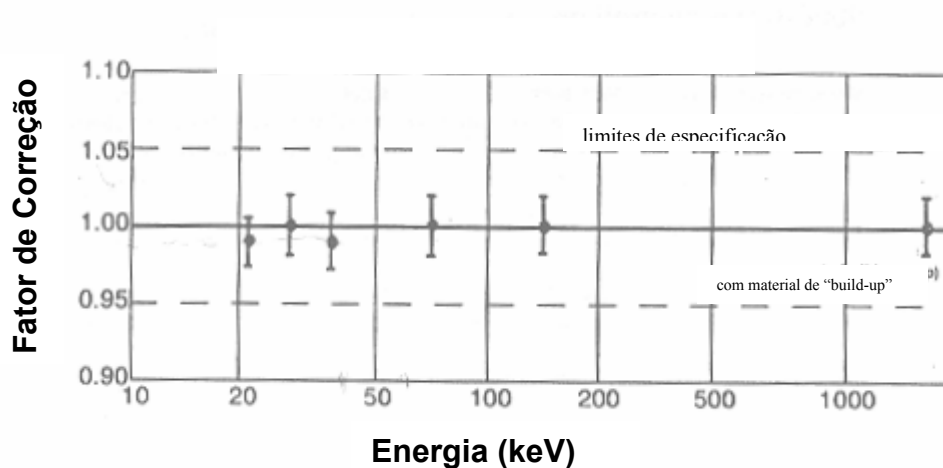
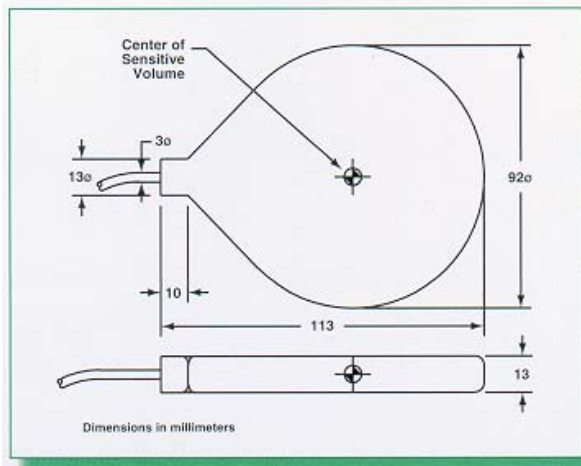


FIGURA 20 - Dependência energética da câmara RADCAL/MDH 10X5-6.

FONTE: RADCAL/MDH. [www.radcal.com](http://www.radcal.com).



### Especificações

|                              |   |
|------------------------------|---|
| Faixa de dose:               | 0,01 nGy - 60 Gy;   |
| Resolução:                   | 1 nGy   |
| Exatidão na calibração:      | ±4% usando raios-X de 150 kVp e CSR de 10,2mm de Al.          |
| Dependência da taxa de dose: | ±5%, 0,2 mGy/min a 10Gy/min, até 5 Gy/s para pulsos de 10 ms. |
| Dependência energética:      | ±5%, 30 keV a 1,33MeV (com material de build-up).             |

FIGURA 21 - Desenho e características da câmara RADCAL/MDH 10X5-60.

FONTE: RADCAL/MDH. [www.radcal.com](http://www.radcal.com).

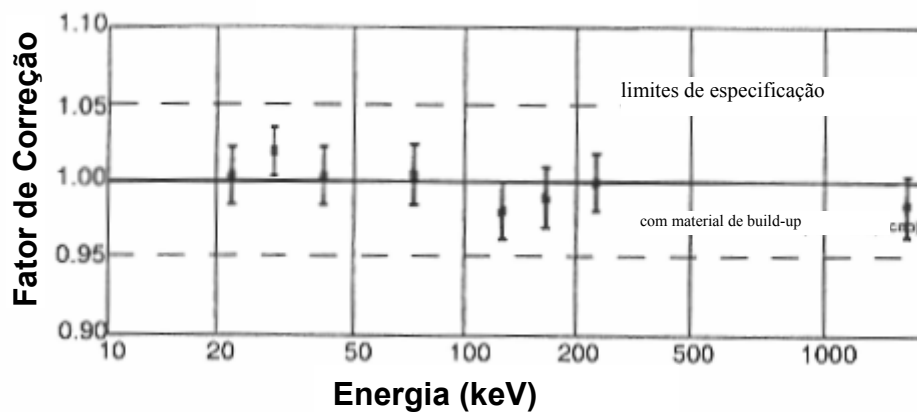
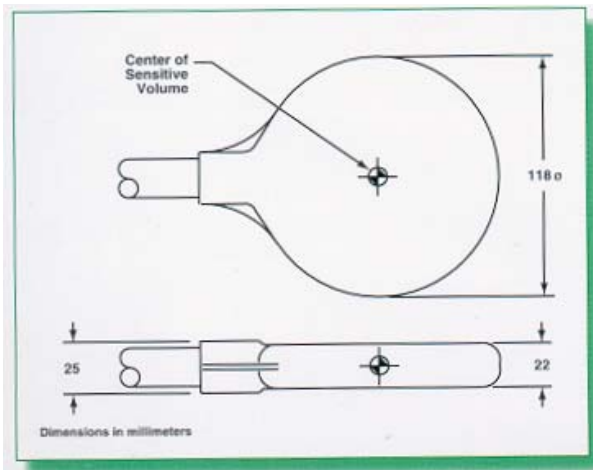


FIGURA 22 - Dependência energética da câmara RADCAL/MDH 10X5-60.

FONTE: RADCAL/MDH. [www.radcal.com](http://www.radcal.com)



### Especificações

|                              |  |
|------------------------------|--|
| Faixa de dose:               | 0,01 nGy - 60 Gy;  |
| Resolução:                   | 1 nGy.   |
| Exatidão na calibração:      | ±4% usando raios-X de 150 kVp e CSR de 10,2mm de Al.         |
| Dependência da taxa de dose: | ±5%, 0,2 mGy/min a 10Gy/min, até 5Gy/s para pulsos de 10 ms. |
| Dependência energética:      | ±5%, 30 keV a 1,33MeV (com material de build-up).            |

FIGURA 23 - Desenho e características da câmara RADCAL/MDH 10X5-180.

FONTE: RADCAL/MDH. [www.radcal.com](http://www.radcal.com).

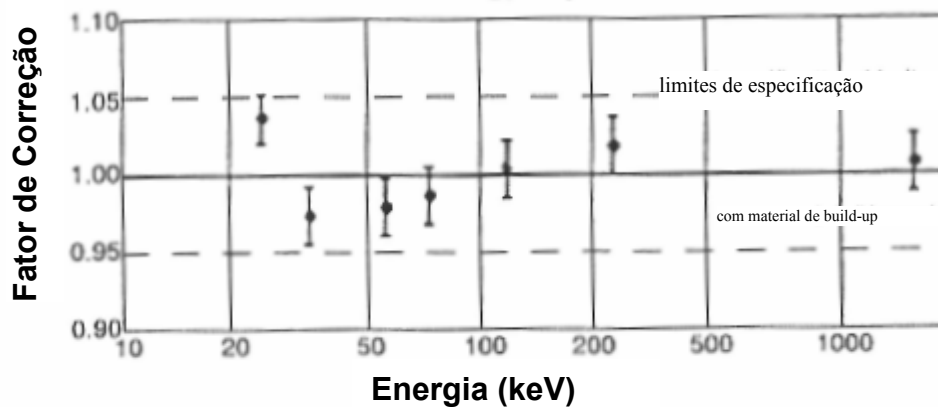


FIGURA 24 - Dependência energética da câmara 10X5-180.

FONTE: RADCAL/MDH. [www.radcal.com](http://www.radcal.com)

TABELA 6.

Especificações do eletrômetro RADCAL/MDH 3036 e câmaras interna e externa.

| Especificações         |   |
|------------------------|---|
| Exatidão               | $\pm 5\%$ e $\pm 1$ ms (4 ms a 6 mGy/min) |
| Faixa - Modo taxa      | 0,01 to 999,9 mGy/min                     |
| Modo Dose              | 0,0001 to 5900 mGy                        |
| Máxima taxa de dose    | 12,0 Gy/min                               |
| Dependência Energética | $\pm 5\%$ , CSR de 1,5 a 14 mm de Al.     |

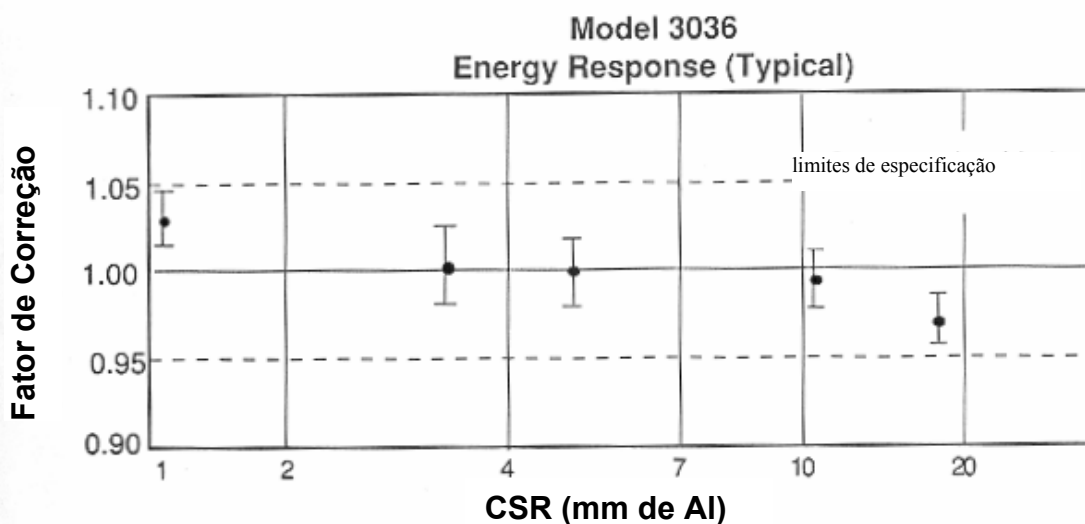
FONTE: RADCAL/MDH. [www.radcal.com](http://www.radcal.com).

FIGURA 25 - Dependência energética (em termos de CSR) da câmara interna do eletrômetro RADCAL/MDH modelo 3036 e da câmara externa 30X6-11 acoplada ao mesmo.

FONTE: RADCAL/MDH. [www.radcal.com](http://www.radcal.com).

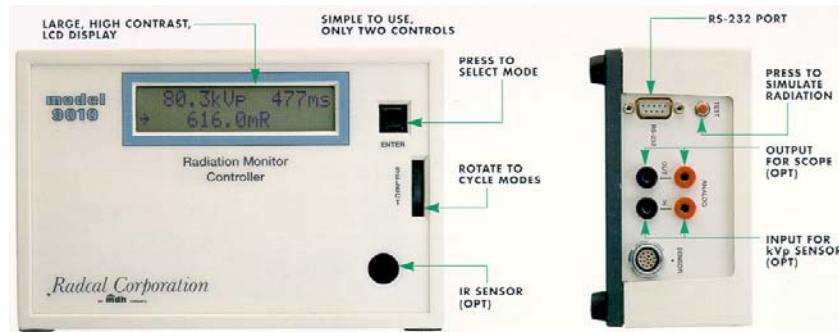


FIGURA 26 - Eletrômetro RADCAL/MDH modelo 9010.

FONTE: RADCAL/MDH. [www.radcal.com](http://www.radcal.com).

TABELA 7.

Especificações do eletrômetro 9010.

| <b>Especificações</b> |  |
|-----------------------|--|
| Exatidão              | $\pm 4\%$ da leitura, $\pm 1$ dígito, $\pm 2$ vezes a resolução. |
| Repetibilidade        | $\pm 1\%$ da leitura, $\pm 1$ dígito, $\pm 2$ vezes a resolução. |
| Auto temperatura      | Exatidão 2%.   |
| Auto pressão          | Exatidão 0,2%, +2% da pressão de referência.                     |

FONTE: RADCAL/MDH. [www.radcal.com](http://www.radcal.com).



FIGURA 27 - Eletrômetro RADCAL/MDH modelo 3036 com a câmara 30X6-11 acoplada.

FONTE: RADCAL/MDH. [www.radcal.com](http://www.radcal.com)

TABELA 8.

Faixas de dose e taxa de dose das câmaras série 10X quando usadas com o eletrômetro RADCAL/MDH modelo 3036 e o adaptador 30A6.

|             | <b>Especificações</b>        |                               |                               |
|-------------|------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|
|             | 10X5-6                       | 10X5-60                       | 10X5-180                      |
| <b>Taxa</b> | 10 $\mu\text{Gy}/\text{min}$ | 1,0 $\mu\text{Gy}/\text{min}$ | 1,0 $\mu\text{Gy}/\text{min}$ |
|             | 15 $\text{Gy}/\text{min}$    | 99,99 $\text{mGy}/\text{min}$ | 99,99 $\text{mGy}/\text{min}$ |
| <b>Dose</b> | 1,0 $\mu\text{Gy}$           | 0,1 $\mu\text{Gy}$            | 0,01 $\mu\text{Gy}$           |
|             | 11,60 $\text{Gy}$            | 99,99 $\text{mGy}$            | 99,99 $\text{mGy}$            |

FONTE: RADCAL/MDH. [www.radcal.com](http://www.radcal.com).

### 3.4. Canetas dosimétricas

Medidas da CSR foram realizadas utilizando-se, também, canetas dosimétricas produzidas pela Dosimeter, modelo 862L (FIG. 28). As mesmas consistem de um eletrômetro de fibra de quartzo montado em uma câmara de ionização, hermeticamente fechada. O eletrômetro encerra dois eletrodos, sendo um deles uma fibra de quartzo móvel. Quando o eletrômetro é carregado a uma voltagem pré-determinada, os eletrodos se separam a uma distância fixa que é devidamente calibrada. A FIG. 29 mostra um esquema da caneta dosimétrica. As demais características estão resumidas na TAB. 9, sendo a dependência energética representada na FIG. 30.

Os resultados da calibração da referida caneta, realizado pelo Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN), é mostrado na TAB. 10. As condições de calibração são mostrados na TAB. 11.





FIGURA 28 - Caneta dosimétrica Dosimeter - modelo 862L.

FONTE: [www.dosimeter.com](http://www.dosimeter.com).

TABELA 9.

Especificações caneta dosimétrica Dosimeter - modelo 862L.

| <b>Especificações</b>                   |   |
|---|---|
| Faixas de operação                      | 0 - 2 mGy   |
| Radiação detectada                      | Raios-X e gama de 20 keV a 200 keV (podendo ser usada para energias do $^{60}\text{Co}$ com alguma sobre-estimativa). |
| Exatidão na Dependência Energética      | $\pm 20\%$ na escala mediana, baseada em 20 keV (Técnica do NIST HFS).<br>$\pm 20\%$ de 20 keV a 200 keV              |
| Exatidão na Dependência de Taxa de Dose | $\pm 5\%$ até 100 Gy/hr.  |
| “Drift” (fuga elétrica)                 | máximo de 2% em temperatura ambiente, nominalmente $\frac{1}{4}\%$ ao dia.  |

FONTE: [www.dosimeter.com](http://www.dosimeter.com).

**TYPICAL DOSIMETER LOW RANGE  
QUARTZ FIBER DOSIMETER**

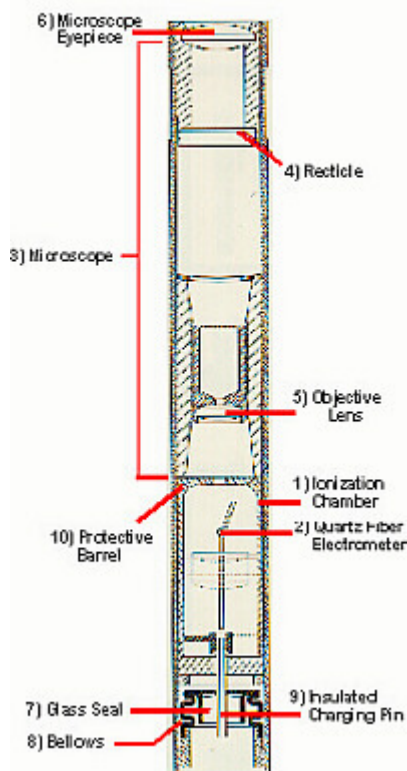


FIGURA 29 - Esquema da caneta dosimétrica.

FONTE: [www.dosimeter.com](http://www.dosimeter.com).

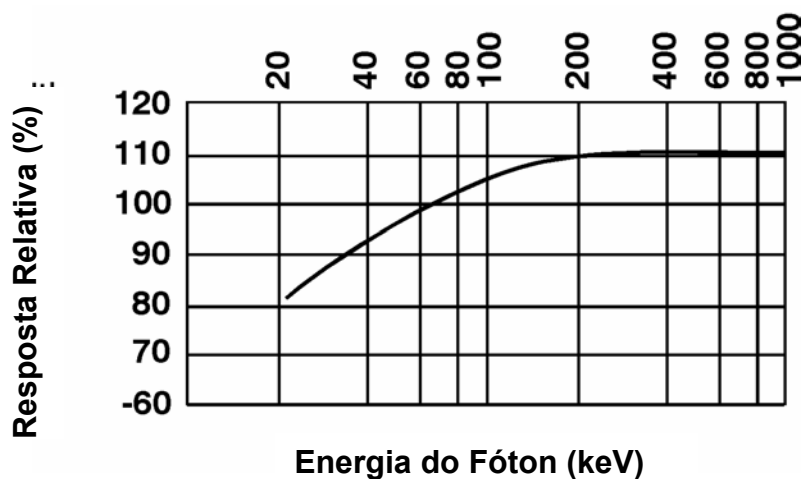


FIGURA 30 - Dependência Energética da caneta Dosimeter modelo 862L, relativo ao  $^{137}\text{Cs}$ .

FONTE: [www.dosimeter.com](http://www.dosimeter.com).

TABELA 10.

Resultados da calibração da caneta Dosimeter 862L, realizada pelo CDTN/CNEN.

| Fonte de radiação | Exposição* (mR) | Escala   | Indicação média do instrumento (mR) | Incerteza expandida** (%) |
|-------------------|-----------------|----------|-------------------------------------|---------------------------|
| <sup>137</sup> Cs | 40              | 0-200 mR | 39                                  | 11                        |
|                   | 100             |          | 94                                  | 7                         |
|                   | 160             |          | 150                                 | 5                         |

\* A escala do instrumento está em miliRoentgen (mR).

\*\* - A estimativa da incerteza expandida é baseada na incerteza padronizada combinada, multiplicada pelo fator de abrangência k igual a 2.

FONTE: Certificado de calibração CDTN/CNEN.

TABELA 11.

Condições de calibração da caneta Dosimeter 862L.

| Condições da calibração | Especificações   |
|-------------------------|--|
| Temperatura             | 21° C ± 2° C   |
| Pressão                 | 92 kPa ± 2 kPa   |
| Umidade relativa do ar  | 60 % ± 5 %   |
| Geometria               | Eixo longitudinal da caneta perpendicular ao feixe de radiação |
| Ponto de referência     | Centro geométrico do volume sensível do detector               |

FONTE: Certificado de calibração CDTN/CNEN.

### 3.5. Sistema termoluminescente

Um sistema termoluminescente (TL) foi usado para determinação da CSR, visando comparar os resultados com àqueles fornecidos com as câmaras de ionização. Para isso, primeiramente, foram selecionados de um lote, os detectores TL mais reprodutíveis e que apresentassem uma variação de sensibilidade uniforme e, em seguida, os mesmos foram calibrados em feixes de raios-X diagnóstico, visando verificar sua resposta para a faixa de energia estudada.

Este item contém as especificações dos detectores usados, bem como os acessórios (leitadora termoluminescente, forno, estufa, bandeja e suporte) necessários à sua utilização. Além disso, descreve a metodologia empregada para o tratamento térmico, seleção e calibração dos TLD's.

### 3.5.1. Detectores termoluminescentes

Foram utilizados os detectores de Fluoreto de Lítio ativado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), em forma de pastilha, modelo TLD-100, produzidos pela Harshaw Chemical Company.

A TAB. 12 apresenta algumas das características do TLD-100. A sua dependência energética está representada comparativamente a dois outros dosímetros (Fluoreto de Cálcio e Óxido de Alumínio), na FIG. 31.

TABELA 12.  
Características do LiF - TLD-100

| <b>Propriedades</b>   |   |
|---|---|
| Densidade (g/cm <sup>3</sup> )  | 2,64  |
| Número atômico efetivo para absorção fotoelétrica   | 8,2   |
| Espectro de emissão termoluminescente   | 3500 a 6000 Å (emissão máxima em 4000 Å)    |
| Temperatura em que ocorre o principal pico de emissão termoluminescente (dependente da taxa de aquecimento) | 195 °C                                      |
| Dependência Energética (30 keV/ <sup>60</sup> Co)   | 1,25  |
| Faixa de dose   | 10 <sup>-5</sup> mGy até 10 <sup>3</sup> Gy |
| Desvanecimento  | 5% ao ano                                   |

FONTE: Harshaw, 1982.

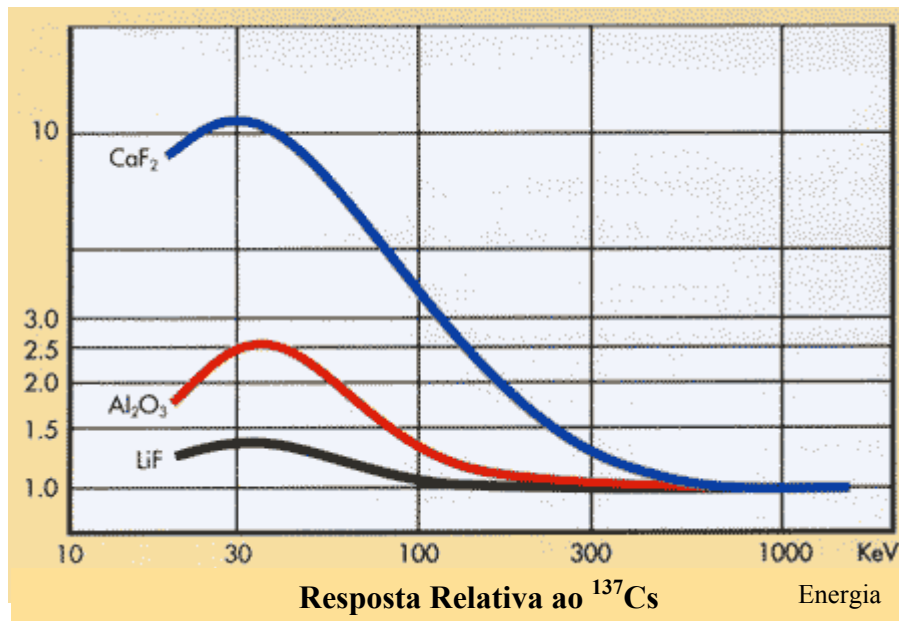


FIGURA 31 - Dependência energética do LiF (relativa ao  $^{137}\text{Cs}$ ), comparativamente a outros dois dosímetros (Fluoreto de Cálcio e Óxido de Alumínio).

FONTE: [www.bicron.com](http://www.bicron.com).

### 3.5.2. Leitora de detectores termoluminescentes

Os TLD's foram lidos na leitora Harshaw, modelo 4500 (FIG. 32) ajustada com os seguintes parâmetros:

- Temperatura inicial de integração: 100 °C
- Temperatura máxima de aquecimento 290 °C
- Taxa de aquecimento: 10 °C/s
- Tempo de integração da leitura: 30 s
- Alta tensão: 648 V
- Fluxo de nitrogênio: entre 2,5 e 5 L/min

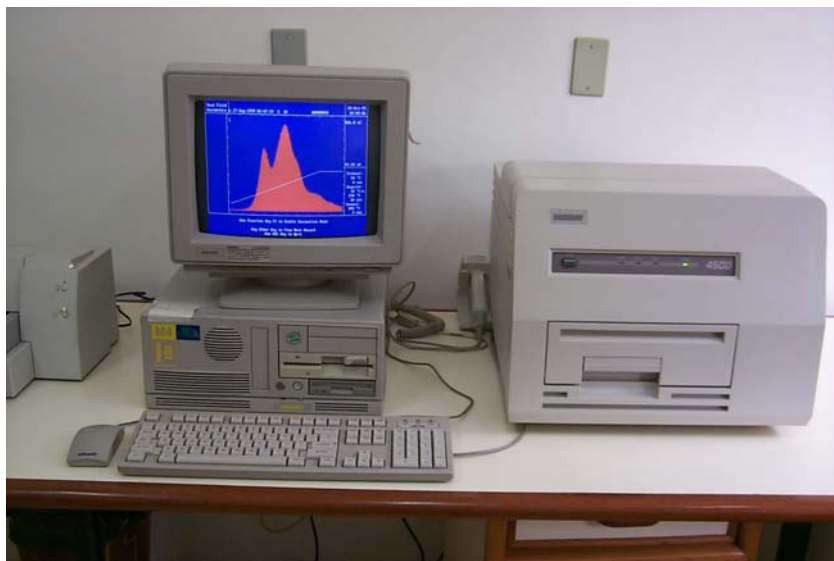


FIGURA 32 - Leitora termoluminescente Harshaw, modelo 4500

### 3.5.3. Tratamento térmico

Foram utilizados para o tratamento térmico dos TLD's, um forno fabricado pela Blue M Electric Company, modelo M10A-1A (FIG. 33) e uma estufa marca Fanem, modelo 310/3 (FIG. 34).



FIGURA 33 - Forno para tratamento térmico dos detectores termoluminescentes



FIGURA 34 - Estufa utilizada para tratamento térmico pré-leitura dos detectores termoluminescentes

Uma bandeja ou suporte de alumínio com aproximadamente 2 mm de espessura, foi utilizada para acomodar os detectores termoluminescentes. As bandejas foram recobertas com papel aluminizado (FIG. 35) para garantir aquecimento uniforme a todos os TLD's.

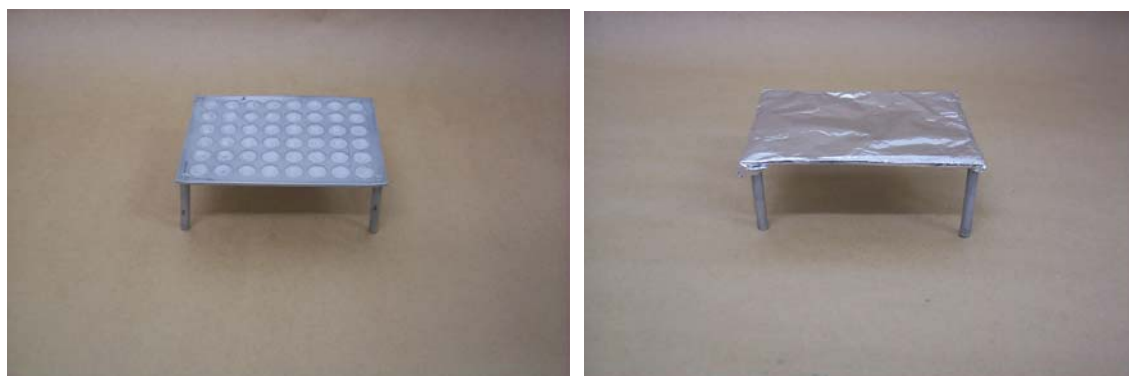


FIGURA 35 - Suporte para acomodar os detectores TL durante o tratamento térmico

O tratamento térmico de pré-irradiação adotado, consistia em aquecer os TLD's a 400° C durante uma hora no forno, e a 100° C por duas horas na estufa (procedimento recomendado pelo fabricante). Em seguida, deixava-se a bandeja resfriar à temperatura ambiente. Antes de serem lidos, os TLD's eram tratados novamente a 100° C por dez minutos, para que fossem eliminados os picos de baixas temperaturas.

A FIG. 36 mostra uma curva de emissão (teórica) do LiF, quando o mesmo é irradiado e a leitura feita imediatamente. A FIG. 37, mostra uma curva de emissão (real), feita nas condições do trabalho, após realizado o tratamento pré-leitura. Nota-se que os picos de baixa temperatura foram todos eliminados.

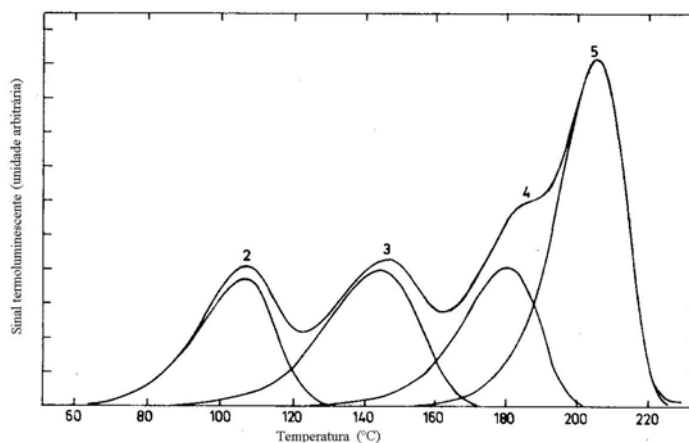


FIGURA 36 - Curva de emissão do LiF (TLD-100). Taxa de aquecimento de 0,4 °C.s<sup>-1</sup>.

FONTE: SOARES, 2001.



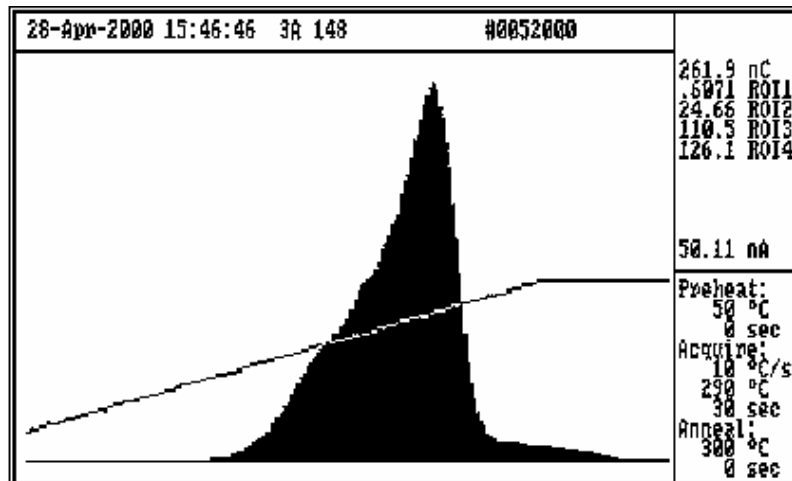


FIGURA 37 - Curva de emissão do LiF (TLD-100) após tratamento térmico pré-leitura.

#### 3.5.4. Seleção dos TLD's

Os experimentos deveriam ser realizados com um grupo de TLD's cuja resposta à determinada dose de radiação fosse conhecida e uniforme. Nesse sentido, foi determinado o fator de homogeneidade definido como:

$$F_h = \frac{L_{\max} - L_{\min}}{L_{\min}} \quad (3.1)$$

onde,

$F_h$  é o fator de homogeneidade;

$L_{\max}$  e  $L_{\min}$  são os valores máximo e mínimo das médias das leituras avaliadas.

Um processo de seleção foi realizado a fim de se conhecer as características dos detectores utilizados. Quarenta e sete pastilhas foram analisadas no referido processo, correspondendo a uma bandeja completa de TLD's. Esses detectores já haviam sido previamente selecionados por SOARES (2001), que, utilizando um campo de radiação

gama de  $^{137}\text{Cs}$  com 11,4 mGy de kerma no ar e a leitora Harshaw modelo 3000A, encontrou fator de sensibilidade igual a 0,12.

No presente trabalho, utilizou-se também feixes gama de  $^{137}\text{Cs}$ ; porém, o valor de kerma no ar adotado foi 1,5 mGy. Justificam tal procedimento: (a) uma relação entre a carga elétrica medida e o ruído (“dark current”), suficientemente grande para evitar correções e, (b) um menor tempo necessário para a irradiação dos TLD’s (aproximadamente 5 min a 1,50 m da fonte), não comprometendo dessa forma, o andamento dos serviços do Laboratório de Calibração de Dosímetros (LCD/CDTN), onde as irradiações eram realizadas.

Foram feitas cinco séries de irradiações, utilizando-se para tal finalidade, um suporte de PVC com tampa de 4,4 mm de espessura de acrílico (FIG. 38). Este suporte, com capacidade para acomodar até 100 detectores, era posicionado no campo de irradiação de tal forma que sua face plana e frontal (ocupada pelos detectores) ficasse perpendicular à direção do feixe (FIG. 39).

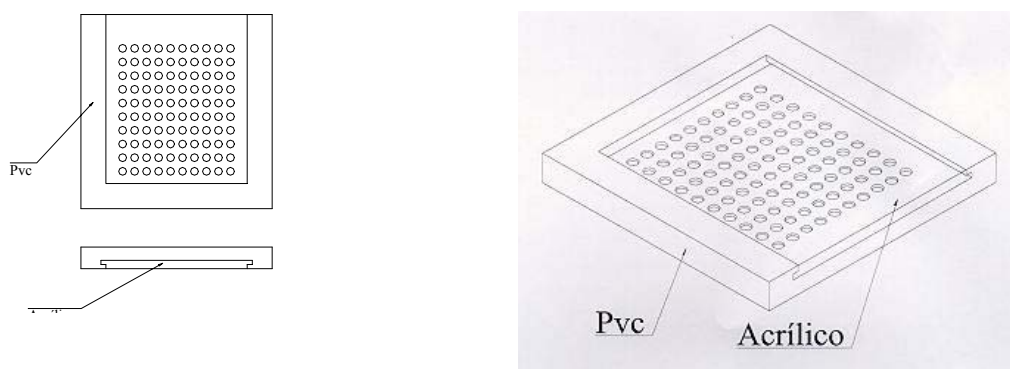


FIGURA 38 - Esquema do suporte para irradiação dos detectores TL durante a fase de seleção do lote.

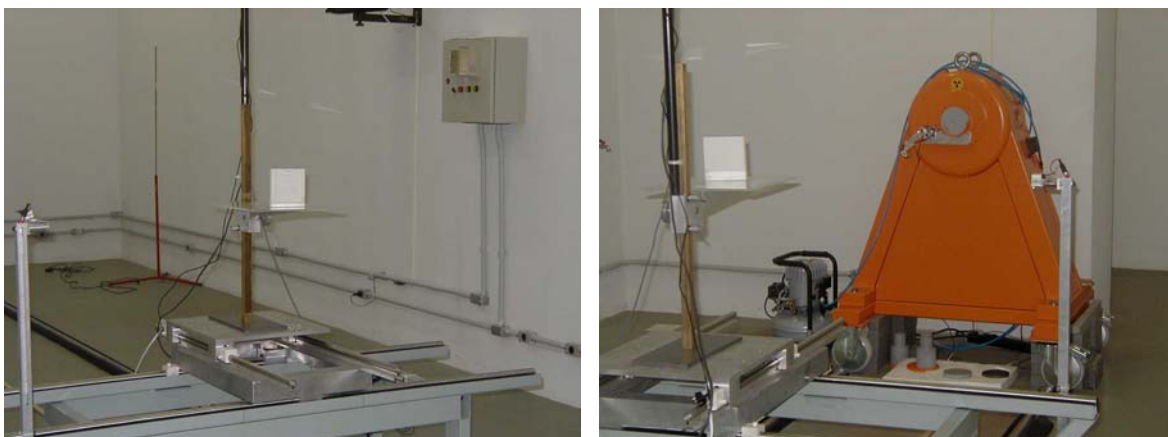


FIGURA 39 - Montagem para irradiação dos detectores TL.

Foram selecionados os detectores que apresentaram desvios padrões da média das cinco irradiações inferiores a 2%. O fator de homogeneidade encontrado foi 0,057. Os TLD's selecionados com suas respectivas médias das leituras e desvios padrões, encontram-se no *item 4.1.1*.

### 3.5.5. Calibração dos TLD's

Os TLD's foram calibrados para cinco energias do feixe de raios-X, visando verificar a resposta dos mesmos para as faixas de energias estudadas. As energias do feixe foram estimadas, para cada técnica radiográfica, usando-se o software XCOMP5 (Institut für Biomed. Technik und Physik, University of Vienna). As tensões de pico utilizadas para inferir cada uma das energias foram 40, 60, 80, 100 e 110 kV. A corrente e o tempo de exposição permaneceram fixos (200 mA e 100 ms). Buscando-se evitar problemas decorrentes da informação errônea da filtração inerente e adicional especificadas pelo fabricante, utilizou-se no programa a espessura equivalente de alumínio pela qual o mesmo

software fornecia a CSR estimada. (Ex. FIG. 40 e 41 - Para obter uma CSR de 2,44 mm de Al, utilizou-se uma filtração de 2,0 mm de Al).

```

Calculation of diagnostic X-ray spectra - v. 3.5 ***** 2002-04-08/12:32:31
=====
Input data for max. 5 X-ray spectra (data set is ignored if kVp = 0.0):

----- Spectrum data #1 -----
Tube voltage-kVp ( 20 - 150 kV ) : 80.0
Anode angle ( < 45 deg )       : 16.0
Distance ( 8 - 1000 cm )      : 100.0

Absorbers      - Be       : 0.0
(0 - 300 mm)  - Al       : 2.0
              - Cu       : 0.0
              - Sn       : 0.0
              - Pb       : 0.0
              - water    : 0.0
              - PMMA     : 0.0
              - transformer oil: 0.0
----- F10: accept data set / ESC: exit ... -----

```

FIGURA 40 - Dados de entrada do Programa XCOMP5 para determinação do espectro.

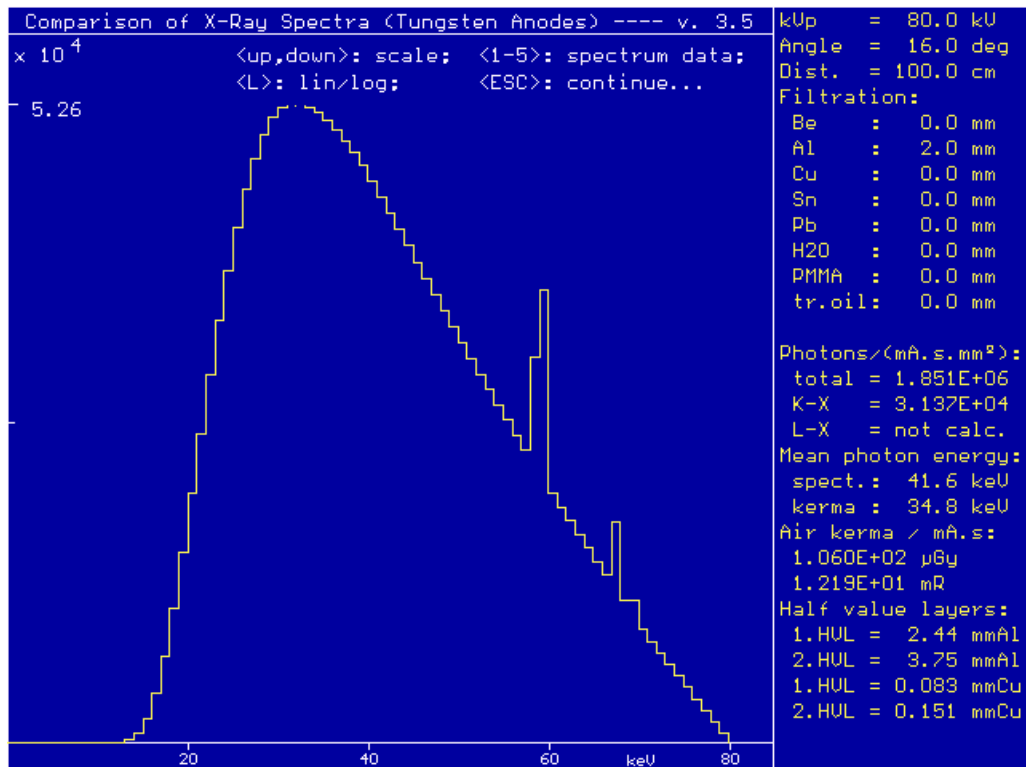


FIGURA 41 - Saída do Programa X-COMP5.

A dosimetria do feixe de raios-X era feita com a câmara 10X5-6 acoplada ao eletrômetro 9010 à mesma distância do foco (DFC=100 cm) que os TLD's. Ou seja, o ponto de referência de medida da câmara coincidente com o ponto de referência dos TLD's (FIG. 42). Ambos os dosímetros eram irradiados alternadamente (por substituição) em um campo de  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  (FIG. 43).



FIGURA 42 - Detalhe do posicionamento coincidente do ponto de referência da câmara ao ponto de referência dos TLD's.



FIGURA 43 - Detalhe dos TLD's posicionados no campo de irradiação.

O procedimento adotado para irradiação dos detectores termoluminescentes no raios-X consistiu em irradiar cinco TLD's para cada energia de feixe, em uma série de cinco medidas. Visando melhorar a estatística eram feitos também cinco disparos do raios-X para cada técnica radiográfica.

Na bandeja ou grupo de TLD's utilizados para cada série de ensaios, eram separados cinco detectores para medida da radiação de fundo (branco) e cinco para o controle (irradiados com 1,5 mGy em feixes de  $^{137}\text{Cs}$ ). Ambas medidas têm o objetivo de verificar a reprodutibilidade do tratamento térmico e do sistema como um todo. Dessa forma, qualquer alteração no controle ou branco, poderia indicar: uma temperatura ou tempo de tratamento não reprodutível decorrente de algum problema na estufa e/ou forno ou cronometragem do tempo; irradiação acidental do grupo ou problemas na leitura dos TLD's decorrentes da alteração de algum parâmetro da leitora ou própria instabilidade da mesma, etc. O comportamento desse grupo de TLD's é então utilizado como indicador, atestando ou não a confiabilidade das demais medidas.

O fator de calibração para cada técnica radiográfica e grupo de TLD's utilizados foi calculado da seguinte forma:

$$F_C = \frac{D_{mi}}{(L_{mi} - Bg_i)} \quad (3.2)$$

Onde:

$F_C$  é o fator de calibração, em mGy/nC;

$D_{mi}$ : é a média das três leituras de kerma no ar realizadas com a câmara 10X5-6 acoplada ao eletrômetro 9010, na mesma posição, em mGy;

$L_{mi}$ : é a média das leituras dos TLD's para cada energia de feixe, em nC;

$Bg_i$ : é a leitura dos cinco TLD's separados para a radiação de fundo ou branco, em nC.

### **3.6. Determinação da camada semi-redutora (CSR)**

O presente item descreve a metodologia empregada para determinação da camada semi-redutora (CSR). Como foi dito, estudou-se primeiramente, um procedimento prático para a determinação da CSR, buscando-se definir um valor ótimo para esse parâmetro. Nesse sentido, justificou-se todos os passos seguidos, desde a escolha da técnica radiográfica, atenuadores e arranjo experimental até a análise correta dos dados. Em seguida, alguns fatores de influência foram analisados, comparando-se os resultados fornecidos com o valor ótimo. Por fim, as incertezas na medida da CSR para alguns parâmetros foram avaliadas seguindo as recomendações da ABNT (1998).

#### **3.6.1. Determinação do valor ótimo da CSR**

##### **3.6.1.1. Escolha da técnica radiográfica**

O primeiro passo na determinação do valor ótimo da CSR é definir a técnica radiográfica a ser empregada. As referências AAPM (1985 e 1988) recomendam que se utilize um potencial do tubo de 80 kV<sub>p</sub>, uma corrente clinicamente usada entre 200 e 400 mA e tempo de exposição maior que 50 ms. A referência IEE (1999) recomenda tensão do tubo de 80 kV<sub>p</sub> e produto corrente pelo tempo de exposição de 20 mA.s, sugerindo que se realize o teste da reprodutibilidade do kerma no ar para se verificar qual corrente fornece valores mais reprodutíveis para o mesmo parâmetro.

No presente trabalho, adotou-se também uma tensão do tubo de 80 kV<sub>p</sub> e produto corrente pelo tempo de 20 mA.s, realizando-se o teste da reprodutibilidade do kerma no ar para correntes de 50, 100, 150, 200 e 400 mA. As mesmas medidas, realizadas com a câmara 10X5-6 acoplada ao eletrômetro RADCAL 9010, posicionada a 100 cm do foco,

revelaram ser 200 mA o valor de corrente mais reprodutível em termos de kerma no ar. Esses valores de corrente (200 mA) e tempo (100 ms), concordam também com as referências SEFM (1996) e AAPM (1985 e 1988). Os resultados para o referido teste encontram-se no *item 4.2.1.1*.

### **3.6.1.2. Desempenho de parâmetros do gerador**

Visando verificar o desempenho de parâmetros do gerador do equipamento de influência direta nas medidas, foram realizados os testes da reprodutibilidade da tensão do tubo e do tempo de exposição e da linearidade de exposição, em condições de técnica variadas, no intuito de se verificar respectivamente, a exatidão na calibração do indicador de tensão e tempo, a confirmação da proporcionalidade entre a taxa de saída do sistema e a carga selecionada e mostrada no amperímetro do equipamento (IEE, 1999). Os resultados para cada teste encontram-se no *item 4.2.1.1*.

O teste da reprodutibilidade da tensão do tubo foi realizado para 60, 80, 100 e 110 kV e correntes de 50, 100, 200 e 400 mA. Para a tensão de 80 kV<sub>p</sub> adotou-se produtos de corrente pelo tempo de 10, 20 e 40 mA.s e para as demais tensões de pico foram feitas medidas somente para 20 mA.s. O medidor não invasivo de tensão de pico: Non-invasive kV<sub>p</sub> meter - RADCAL (RAD/FLU 55-145 kV<sub>p</sub>), foi utilizado para tal finalidade. O quilovoltímetro foi posicionado conforme recomendação do fabricante, sobre a mesa de exames a 50 cm do foco.

O eletrômetro RADCAL modelo 3036 com sua respectiva câmara interna foi utilizado para realização de uma série de medidas simultâneas de kerma no ar e tempo de exposição (câmara utilizada no modo pulsado), para diversas técnicas radiográficas, visando verificar a reprodutibilidade do tempo de exposição e a linearidade do kerma no ar



com a corrente no tubo e carga (mA.s). O ponto de referência da câmara foi posicionado a 100 cm do foco, utilizando-se blocos de chumbo abaixo do mesmo instrumento para minimizar o retro-espalhamento.

As medidas eram realizadas para cada combinação tensão de pico e produto corrente x tempo, totalizando quatro leituras de kerma no ar (concomitantemente ao tempo de exposição), de forma alternada, para três valores de corrente. Ou seja, realizava-se uma leitura para um determinado valor de corrente, daí, variava-se tal parâmetro mais duas vezes, realizando as respectivas leituras, voltando em seguida, à técnica inicial, até totalizar um número de quatro medidas para cada combinação corrente-tempo.

O teste da reprodutibilidade do tempo de exposição foi analisado para as medidas realizadas com tempos de exposição de 50, 100, 125, 166, 200, 250, 300, 333, 400 e 500 ms, produto da corrente pelo tempo de 10, 20, 30 e 50 mA.s para as tensões de 60 e 100 kV e, 10, 20, 30, 40 e 50 mA.s para a tensão de pico 80 kV.

A linearidade do kerma no ar com a corrente no tubo foi verificada para um tempo de exposição de 100 ms, e produto da corrente pelo tempo de 10, 20 e 30 mA.s, para as tensões de pico de 60, 80 e 100 kV.

A linearidade do kerma no ar com o produto da corrente pelo tempo de exposição foi analisada para 10, 20, 30, 40 e 50 mA.s para uma tensão de 80 kV e 10, 20, 30 e 50 mA.s para as tensões de pico de 60 e 100 kV.

As medidas realizadas também permitem verificar a reprodutibilidade e reciprocidade do kerma no ar, conforme explicado no *item 2.2.2.2.6*. Para a primeira verificação analisa-se, para cada tensão de pico (60, 80 e 100 kV), o valor médio das quatro leituras de kerma no ar, realizadas para cada produto corrente x tempo (10, 20, 30, 40 e 50 mA.s). Para a segunda verificação analisa-se, para cada combinação da tensão de

pico e produto corrente x tempo, o desvio entre o kerma no ar medido entre valores adjacentes de corrente.

### 3.6.1.3. Atenuadores

Os atenuadores utilizados nos testes foram feitos com uma chapa do tipo comercial liga 1200 H14, de no mínimo 99% de Alumínio e limites máximos estabelecidos pela NBR-7556 (1% de Si + Fe, 0,05% de Cu, 0,05% de Mn, 0,10% de Zn, 0,05% Ti e 0,20% de outros).

A espessura da chapa de alumínio com a respectiva tolerância, declarada pelo fabricante (ALCAN, s.d.) é  $(0,50 \pm 0,04)$  mm (ou  $\pm 7,6$  %). Foram feitas também medidas da espessura com a utilização de um micrômetro Mitutoyo MFG digital externo de vernier 0,01 mm. As mesmas medidas, realizadas em três pontos de cada placa de  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>, verificou uma média de 0,50 mm e desvio máximo de 0,01 mm (ou 2%).

PIUBELLI (1989) estudou a influência do teor de pureza do alumínio na determinação da CSR, constatando que a divergência entre a razão da CSR determinada com atenuadores de alta pureza e comerciais diminui à medida que a energia do feixe é aumentada, chegando-se a 5,6 % a 30 kV e 3,6 % a 50 kV (tensão máxima estudada pelo autor). Pressupõe-se então, que para 80 kV essa diferença seja menor.

Foram feitas medidas da atenuação do feixe para ambos os tipos de placas, pretendendo-se, dessa forma, inferir sobre a influência da pureza dos atenuadores na medida da CSR. Cinco placas de alta pureza (99,9%) da Gamex RMI (RMI 115H), de espessura  $0,10$  mm  $\pm 5\%$ , foram utilizadas nesse intuito. As leituras de kerma no ar para as mesmas cinco placas de alta pureza no caminho do feixe e, aquela fornecida para cada uma

de cinco placas comerciais selecionadas aleatoriamente foram analisadas. Os valores encontrados são apresentados no *item 4.2.1.2*.

Os fatores apresentados acima, somados ao elevado custo das placas de alta pureza, motivaram a utilização de placas comerciais para determinação da CSR no presente trabalho.

#### **3.6.1.4. Arranjo experimental**

A determinação da CSR, como explicado nos *itens 2.3.1 e 2.3.2.*, está sujeita a erros resultantes da geometria e dosimetria. Dessa forma, o estudo de uma condição ótima deve minimizar a influência de ambos os fatores. Nesse sentido, e seguindo as recomendações citadas nos mesmos itens, utilizou-se a câmara de ionização 10X5-6 acoplada ao eletrômetro RADCAL/MDH 9010 de baixa dependência energética (conforme FIG. 19). A mesma câmara foi posicionada a 100 cm do foco (IRD, 2000; IEE, 1999; AAPM, 1984, 1988) e a 30 cm de meios espalhadores situados na direção do feixe principal (IRD, 2000). As placas de alumínio foram dispostas a 50 cm do foco (ou metade da distância foco-câmara) (TROUT et. Al., 1960; ICRU, 1962). As FIG. 44 e 45 ilustram o arranjo experimental.



FIGURA 44 - Vista geral do arranjo experimental para determinação do valor ótimo da CSR.



FIGURA 45 - Detalhes do arranjo experimental para determinação do valor ótimo da CSR

### 3.6.1.5. Campo de irradiação

Realizaram-se medidas da CSR cobrindo três faixas de tamanho de campo (referência 100 cm do foco): um menor (8x8 cm<sup>2</sup>), um intermediário (11x11 cm<sup>2</sup>) e outro maior (14x14cm<sup>2</sup>). O objetivo era obter uma curva da camada semi-redutora “versus” o tamanho do campo, onde, o comportamento dessa curva seria extrapolado para o campo nulo (condição sem espalhamento), obtendo-se daí, o valor teórico ótimo da camada semi-redutora (TROUT et. al., 1960).

### 3.6.1.6. Metodologia de Análise dos dados

O valor ótimo da CSR foi determinado através da análise de vinte e três pontos, partindo da leitura sem atenuador ( $I_0$ ) e variando em intervalos de meio milímetro até totalizar 9,0 mm de espessura. Para isso, utilizaram-se os cinco atenuadores de 0,10 mm e dezessete placas de 0,50 mm (comerciais). Foram feitos três disparos para cada espessura de atenuador, o que forneceu um desvio menor que 0,5% entre as leituras de kerma no ar.

O valor ótimo da CSR foi adotado como sendo aquele calculado diretamente de uma curva que se ajustasse bem a todos os pontos lidos. Daí, avaliou-se também, os resultados para ajustes exponenciais para os pontos, divergências quanto a consideração do valor lido ou extrapolado do  $I_0$  e influência do número de pontos varridos.

O método proposto pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD/CNEN), que considera apenas dois pontos (leitura sem filtro  $I_0$  e com filtro de 3,0 mm  $I_3$ ), também foi avaliado. Nesse método, o valor da CSR é dado por (IRD, 1999):

$$CSR = \frac{-3,0 \cdot \log(2)}{\log(I_3 / I_0)} \quad (3.2)$$

Após analisar algumas metodologias para análise dos dados, um método prático foi proposto. A partir daí, o mesmo foi utilizado para comparação com os valores fornecidos através da variação de determinados fatores de influência.

### **3.6.2. Fatores de influência na medida da CSR**

Uma vez proposto um método prático para a realização do teste, realizaram-se ensaios, utilizando-se o mesmo método, no intuito de verificar a influência de alguns parâmetros na determinação da CSR. Dentre esses destacam-se: geometria, volume das câmaras de ionização, meios espalhadores e tipo de detector.

#### **3.6.2.1. Influência da geometria**

No *item 2.3.1* falou-se de uma suposta superestimativa da CSR devido à adoção de uma “*má geometria*”. TROUT et al (1960) verificaram a influência da geometria na medida da CSR, para uma tensão de pico de 300 kV (fins de terapia). No presente trabalho, buscou-se verificar tal influência das seguintes maneiras:

- mantendo-se distância foco-câmara (DFC) igual a 100 cm, e variando a distância foco-placa (DFP), de inicialmente 50 cm para 70, 60, 40 e 30cm;
- mantendo-se DFC igual a 90 cm, e variando a distância foco-placa (DFP), para 70, 60, 50 e 30cm;
- mantendo-se DFC igual a 80 cm, e variando a distância foco-placa (DFP), para 70, 60, 50, 40 e 30cm;
- fazendo a distância DFC igual a 70 cm e DFP igual a 50, 40 e 30 cm;
- fazendo DFC igual a 60 cm e DFP igual a 50, 40 e 30 cm;

- fazendo DFC igual a 50 cm e DFP igual a 40 e 30 cm;
- fazendo DFC igual a 40 cm e DFP igual a 30 cm.

A técnica radiográfica empregada em todos os experimentos foi: 80 kV<sub>p</sub>, 200 mA e 20mA.s. As medidas de kerma no ar em todas as condições ensaiadas foram feitas com a câmara 10X5-6 à mesma distância mínima de 30 cm entre os meios espalhadores. Foram realizados ensaios com três tamanhos de campo de irradiação (medidos no ponto de referência da referida câmara, para cada condição de geometria). Os resultados são apresentados no *item 4.2.2.1*.

### **3.6.2.2. Influência do volume das câmaras de ionização**

À medida que se aumenta o volume das câmaras de ionização, teoricamente aumenta-se também a sensibilidade da mesma à radiação, ou seja, o seu limite de detecção. Isso, somado ao aumento da radiação espalhada provocada pelo aumento do campo de irradiação, e a influência do efeito anódico e do formato da câmara, pode superestimar o valor da CSR.

Visando analisar tais assertivas, realizaram-se ensaios com as câmaras 10X5-60 e 10X5-180, de volumes respectivamente iguais a 60 e 180 cm<sup>3</sup> e formato achatado (panqueca), diferentes da câmara de 6 cm<sup>3</sup>, cilíndrica. Para a primeira câmara, manteve-se a mesma geometria inicial (DFC = 100 cm e DFP = 50 cm). Já, para a segunda, utilizou-se DFP=DPC=70 cm. Para ambas foi mantida a distância de 30 cm de meios espalhadores no caminho do feixe principal (FIG 46 e 47).

A título de comparação, utilizou-se também o eletrômetro 3036 acoplado às câmaras 30X6-11, 10X5-6, 10X5-60 e 10X5-180.



FIGURA 46 - Detalhe arranjo experimental com a câmara 10X5-60 acoplada ao eletrômetro modelo 9010.



FIGURA 47 - Detalhes do arranjo experimental com a câmara 10X5-180 acoplada ao eletrômetro modelo 9010.



### 3.6.2.3. Influência dos meios espalhadores

O espalhamento tende a influenciar as leituras de kerma no ar, superestimando as mesmas e, em consequência, o valor da camada semi-redutora. Como foi explicado no *item 2.3.1*, a CSR é definida em condições de espalhamento nulo. Dessa forma, o arranjo experimental a se adotar, deve sempre levar em conta tal consideração, mantendo-se o instrumento de medida a uma distância mínima de meios espalhadores. Nos experimentos anteriores, buscou-se tomar esse cuidado, posicionando as câmaras de ionização sempre a uma distância mínima de 30 cm de qualquer meio espalhador. Nas câmaras de volume maior, ou mais sensíveis à radiação, o efeito da radiação espalhada será mais perceptível, podendo a distância mínima adotada não ser suficiente.

Visando analisar as influências supracitadas, realizaram-se ensaios com as diferentes câmaras, posicionadas sobre meios espalhadores de densidades distintas. Foram escolhidos chumbo (blocos de 5,0 cm de espessura) e papel (listas telefônicas - ~50 cm de espessura) para todas as câmaras. A câmara de 6 cm<sup>3</sup> também foi posicionada sobre a mesa de exames, cuja densidade pode ser considerada intermediária. As câmaras 10X5-6, 10X5-60 e 10X5-180 foram acopladas ao eletrômetro RADCAL/MDH modelo 9010 e, as mesmas três câmaras, mais a câmara 30X6-11 foram acopladas ao eletrômetro RADCAL/MDH modelo 3036. Para o último eletrômetro, ainda realizaram-se ensaios com a câmara interna, posicionado-se o mesmo sobre a mesa de exames e avaliando, também, a influência da disposição das placas de alumínio sobre a própria câmara.

#### **3.6.2.4. Influência do tipo de detector**

O *item 2.3.2*, mostrou como erros dosimétricos podem afetar na exatidão da CSR. A dependência energética também mostrou ser um fator determinante nesse sentido. Visando verificar principalmente tal influência, realizaram-se ensaios com dois outros tipos de detector: canetas dosimétricas e detectores termoluminescentes. Utilizaram-se, para isso, os mesmos parâmetros radiográficos (80 kV, 20 mAs, 200 mA) e geometria (DFC=100cm, DFP=50 cm).

##### **3.6.2.4.1. Medidas com canetas dosimétricas**

A caneta dosimétrica, por ser de baixo custo e de fácil manuseio e leitura, torna-se uma ferramenta prática para medidas; porém, com limitações e deficiências. Para demonstrar tal assertiva, realizaram-se ensaios para determinação da CSR, utilizando o referido instrumento.

Primeiramente foram feitos ensaios com a caneta posicionada no ar. Em seguida, posicionou-se a mesma sobre camadas de papel, blocos de chumbo e mesa de exames, visando analisar a influência do espalhamento nos resultados. Foram feitos seis ensaios com cada configuração, realizando-se sempre dois disparos seguidos para cada espessura de absorvedor, para uma melhor estatística. O campo de irradiação adotado cobria toda a caneta (GHILARDI NETO, 1998). Por fim, os valores de camada semi-redutora fornecidos foram comparados com o valor ótimo. Os arranjos experimentais estão ilustrados nas FIG. 48, FIG. 49, FIG. 50.

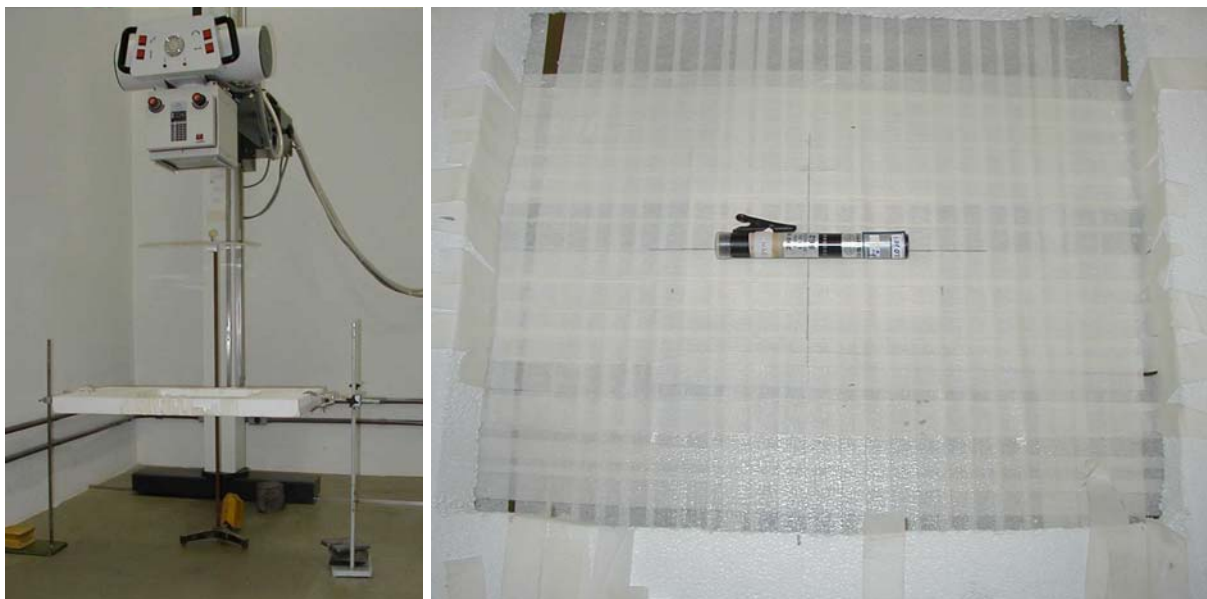


FIGURA 48 - Vista geral do arranjo experimental para caneta dosimétrica posicionada no ar e detalhe do campo de irradiação sobre a mesma caneta.



FIGURA 49 - Vista geral do arranjo experimental para caneta dosimétrica posicionada sobre camadas de papel e blocos de chumbo.



FIGURA 50 - Vista geral do arranjo experimental para caneta dosimétrica posicionada sobre a mesa de exames.

#### 3.6.2.4.2. Medidas com TLD (LiF-100)

A CSR foi determinada também utilizando-se detectores termoluminescentes de fluoreto de lítio (TLD-100). Nos experimentos, os mesmos foram irradiados em grupos de cinco para cada espessura de absorvedor, fazendo-se também cinco disparos no raios-X para cada grupo. Foram feitos três ensaios dessa forma, repetindo-se tal procedimento para os TLD's posicionados sobre camadas de papel e blocos de chumbo. As FIG. 51 e 52 mostram detalhes dos arranjos experimentais. Os resultados são apresentados no *item 3.6.2.4.2.*

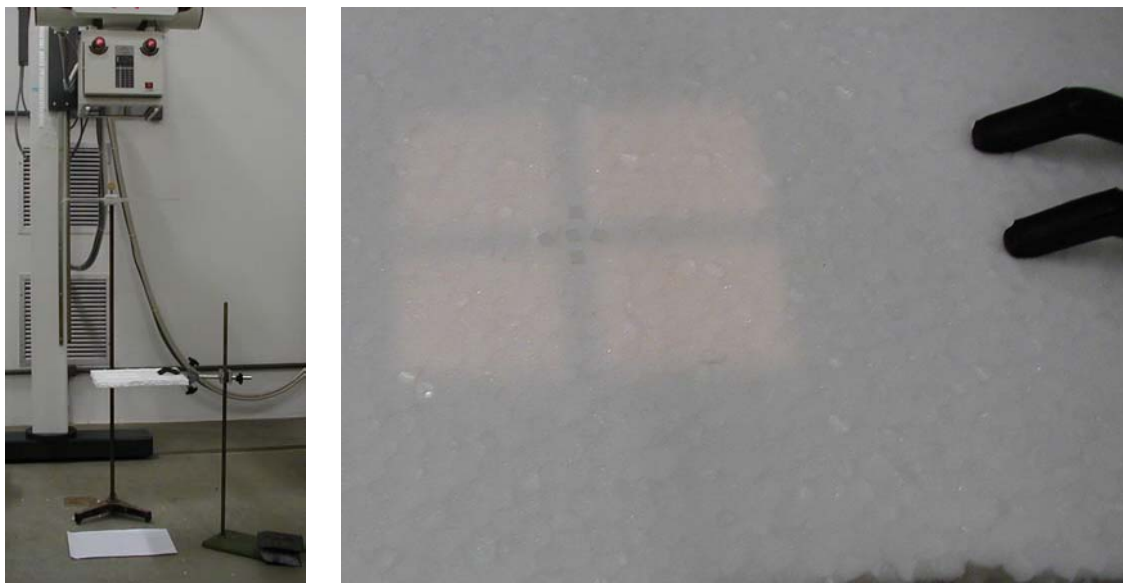


FIGURA 51 - Vista geral do arranjo experimental para TLD's posicionados no ar e detalhe do posicionamento dos mesmos no campo de irradiação.

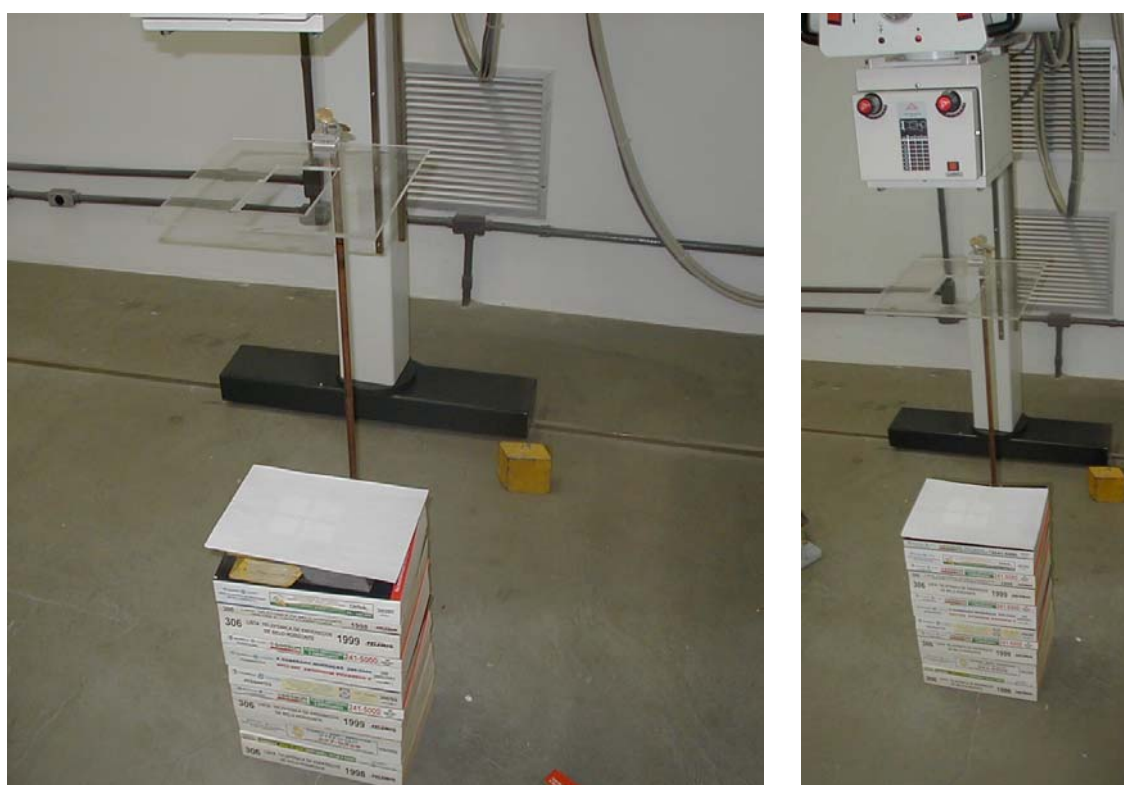


FIGURA 52 - Vista geral do arranjo experimental para TLD's posicionados sobre blocos de chumbo e camadas de papel.

### 3.6.3. Estimativa das incertezas

As incertezas na determinação da camada semi-redutora foram estimadas seguindo as recomendações ABNT (1998). Para a incerteza do tipo A considerou-se o desvio padrão da média para a série de ensaios realizados e o desvio padrão do valor previsto da CSR no ajuste. Para a incerteza do tipo B avaliou-se os seguintes parâmetros: dependência energética e resolução dos dosímetros, correção de temperatura e pressão, calibração, geometria, espessura e pureza das placas de alumínio. A combinação quadrática de ambas, forneceu a incerteza padronizada combinada, que multiplicada pelo fator de abrangência  $k=2$ , forneceu a incerteza expandida. Um exemplo de cálculo realizado encontra-se no *item 4.2.3*.

### 3.6.4. Conformidade das CSR's encontradas com a Portaria 453

O objetivo da medida da CSR, como foi dito anteriormente, é verificar a adequação de um determinado equipamento aos requisitos de filtração mínima estabelecidos pela ICRP. Nesse sentido, diversas entidades de competência estabelecem valores mínimos de CSR, em função da tensão de pico e número de fases do gerador. A TAB. 5, no item 2.3.5, mostra os padrões de desempenho para a camada semi-redutora, estabelecidos pela SVS (1998). Visando verificar a adequação do equipamento aos padrões de desempenho estabelecidos pela SVS (1998), em uma faixa de abrangência maior, em termos de tensão de pico, foram realizados ensaios para determinação da CSR para as tensões de 60, 100 e 110 kV. Foram utilizados para isso, os mesmos parâmetros radiográficos (20 mA.s, 200 mA), câmara de ionização (RADCAL/MDH 10X5-6) e condições de geometria (DFC=100 cm; DFP=50 cm), empregada para a determinação do valor ótimo da CSR. Foram realizadas três medidas para cada tensão de pico.

## **4. RESULTADOS E DISCUSSÕES**

Neste capítulo estão apresentados os resultados experimentais dos testes realizados para a determinação da camada semi-redutora (CSR), referenciados no item anterior. Os resultados que auxiliaram na determinação do valor ótimo da CSR, a avaliação dos fatores de influência e incertezas associadas são discutidas, fazendo-se a análise crítica, foco do presente trabalho.

### **4.1. Sistema termoluminescente**

#### **4.1.1. Seleção dos TLD's**

A TAB. 13 mostra os resultados do processo de seleção dos detectores termoluminescentes, realizado conforme metodologia descrita no *item 3.5.4*. Para cada dosímetro analisado, a média das cinco leituras de carga realizadas com o respectivo desvio padrão da média (DPM) são apresentadas.

TABELA 13.  
Seleção dos detectores termoluminescentes

| <b>Detect.</b> | <b>Média<br/>(nC)</b> | <b>DPM<br/>(%)</b> | <b>Dosím.</b> | <b>Média<br/>(nC)</b> | <b>DPM<br/>(%)</b> |
|----------------|-----------------------|--------------------|---------------|-----------------------|--------------------|
| 01             | 33,76                 | 1,5                | 26            | 35,00                 | 1,1                |
| 02             | 33,38                 | 1,2                | 27            | 34,99                 | 1,0                |
| 03             | 33,71                 | 0,5                | 28            | 34,43                 | 0,8                |
| 04             | 34,22                 | 0,8                | 29            | 34,56                 | 1,2                |
| 05             | 33,94                 | 0,3                | 30            | 34,37                 | 1,0                |
| 06             | 33,11                 | 0,6                | 31            | 33,56                 | 0,7                |
| 07             | 33,86                 | 0,5                | 32            | 34,32                 | 0,7                |
| 08             | 34,29                 | 0,5                | 33            | 33,65                 | 1,1                |
| 09             | 34,23                 | 0,8                | 34            | 33,66                 | 1,1                |
| 10             | 33,77                 | 2,1                | 35            | 34,64                 | 0,8                |
| 11             | 32,37                 | 2,1                | 36            | 34,45                 | 1,9                |
| 12             | 33,64                 | 1,4                | 37            | 33,69                 | 1,1                |
| 13             | 34,58                 | 0,6                | 38            | 34,84                 | 1,6                |
| 14             | 33,48                 | 1,2                | 39            | 34,78                 | 0,5                |
| 15             | 33,11                 | 1,2                | 40            | 34,95                 | 0,9                |
| 16             | 33,62                 | 1,1                | 41            | 34,95                 | 1,0                |
| 17             | 33,28                 | 0,7                | 42            | 33,46                 | 0,4                |
| 18             | 33,87                 | 0,7                | 43            | 34,99                 | 0,7                |
| 19             | 34,12                 | 0,6                | 44            | 34,86                 | 0,5                |
| 20             | 34,46                 | 0,5                | 45            | 34,98                 | 1,5                |
| 21             | 34,95                 | 0,4                | 46            | 34,07                 | 1,2                |
| 22             | 34,99                 | 0,5                | 47            | 34,25                 | 0,4                |
| 23             | 34,77                 | 1,4                |               |                       |                    |
| 24             | 34,21                 | 1,1                |               |                       |                    |
| 25             | 34,48                 | 1,0                |               |                       |                    |



Os dois detectores cujos desvios padrões da média foram superiores a 2% (grifados) foram abandonados. Daí, o valor médio das médias das leituras de carga para os quarenta e cinco TLD's selecionados foi 34,21 nC, o desvio padrão da média 0,3% e o fator de homogeneidade (definido no *item 3.5.4*) igual a 0,057. Esses resultados permitem considerar adequados o grupo de TLD's selecionado para os fins propostos no presente trabalho.

A contribuição da seleção dos detectores para as incertezas na medida da CSR com o emprego desse grupo de TLD's foi adotado como sendo o desvio padrão da média 0,3%.

#### **4.1.2. Calibração dos TLD's**

Os TLD's foram calibrados, conforme metodologia descrita no *item 3.5.5*. Foi empregado a mesma corrente do tubo (200 mA) e carga (20 mA.s) para cada tensão de pico ensaiada (40, 60, 80, 100 e 110 kV). Os resultados para cada tensão de pico encontram-se, respectivamente, nas TAB. 14, 15, 16, 17 e 18, do seguinte modo:

(a) Nas primeiras e segundas linhas estão, respectivamente, a média e desvio padrão da média, das leituras de carga de cinco TLD's para cinco disparos seguidos do equipamento, na energia determinada, numa série de também cinco medidas;

(b) Nas terceiras e quartas linhas estão, respectivamente, a média e desvio padrão da média de três medidas de kerma no ar, realizadas nas mesmas condições de (a), com a câmara 10X5-6 acoplada ao eletrômetro RADCAL/MDH modelo 9010, também em uma série de cinco medidas;

(c) Nas quintas, sextas e sétimas linhas estão, respectivamente, a média das leituras da radiação de fundo e do controle (irradiados com 1,5 mGy em feixes de  $^{137}\text{Cs}$ ) para 5

TLD's e o respectivo fator de calibração, calculado conforme EQ. 3.2, para cada série de ensaios;

O fator de calibração com o respectivo desvio padrão encontrado para o  $^{137}\text{Cs}$  ( $E_{\text{ef}} = 662 \text{ keV}$ ) nos ensaios foram 0,0437 mGy/nC e 0,6%.

TABELA 14.

Resultados da calibração para a técnica 40 kV, 20 mA.s, 200 mA.

| <i>Medidas</i>        | <b>40 kV</b> |          |          |          |          | <b>Média</b>  | <b>DPM(%)</b> |
|-----------------------|--------------|----------|----------|----------|----------|---------------|---------------|
|                       | <b>1</b>     | <b>2</b> | <b>3</b> | <b>4</b> | <b>5</b> |               |               |
| <i>TLD (nC) (5X)</i>  | 52,31        | 53,21    | 54,35    | 52,28    | 52,28    | 52,89         | 0,8           |
| <i>DPM(%)</i>         | 1,2          | 1,7      | 1,9      | 3,0      | 1,5      |               |               |
| <i>Kerma (mGy)</i>    | 0,352        | 0,352    | 0,354    | 0,355    | 0,362    | 0,355         | 0,5           |
| <i>DPM(%)</i>         | 0,1          | 0,2      | 0,0      | 0,1      | 0,1      |               |               |
| <i>Branco (nC):</i>   | 0,534        | 0,690    | 0,600    | 0,721    | 0,411    | 0,59          | 9,4           |
| <i>Controle (nC):</i> | 33,99        | 34,81    | 34,25    | 33,75    | 34,89    | 34,34         | 0,7           |
| <i>FC (mGy/nC):</i>   | 0,0340       | 0,0335   | 0,0330   | 0,0344   | 0,0349   | <b>0,0340</b> | <b>1,0</b>    |

TABELA 15.

Resultados da calibração para a técnica 60 kV, 20 mA.s, 200 mA.

| <i>Medidas</i>        | <b>60 kV</b> |          |          |          |          | <b>Média</b>  | <b>DPM(%)</b> |
|-----------------------|--------------|----------|----------|----------|----------|---------------|---------------|
|                       | <b>1</b>     | <b>2</b> | <b>3</b> | <b>4</b> | <b>5</b> |               |               |
| <i>TLD (nC) (5X)</i>  | 127,38       | 133,64   | 137,08   | 132,98   | 136,05   | 133,42        | 1,3           |
| <i>DPM(%)</i>         | 1,5          | 0,3      | 2,4      | 1,3      | 1,2      |               |               |
| <i>Kerma (mGy)</i>    | 0,908        | 0,910    | 0,914    | 0,920    | 0,936    | 0,918         | 0,5           |
| <i>DPM(%)</i>         | 0,1          | 0,0      | 0,1      | 0,0      | 0,0      |               |               |
| <i>Branco (nC):</i>   | 0,534        | 0,690    | 0,415    | 0,721    | 0,482    | 0,57          | 10,4          |
| <i>Controle (nC):</i> | 33,99        | 34,81    | 35,06    | 33,75    | 33,29    | 34,18         | 1,0           |
| <i>FC (mGy/nC):</i>   | 0,0358       | 0,0342   | 0,0335   | 0,0348   | 0,0345   | <b>0,0346</b> | <b>1,1</b>    |

TABELA 16.

Resultados da calibração para a técnica 80 kV, 20 mA.s, 200 mA.

| <i>Medidas</i>        | <b>80 kV</b> |          |          |          |          | <b>Média</b>  | <b>DPM(%)</b> |
|-----------------------|--------------|----------|----------|----------|----------|---------------|---------------|
|                       | <b>1</b>     | <b>2</b> | <b>3</b> | <b>4</b> | <b>5</b> |               |               |
| <i>TLD (nC) (5X)</i>  | 216,92       | 219,00   | 229,55   | 222,00   | 220,70   | 221,63        | 1,0           |
| <i>DPM(%)</i>         | 1,8          | 1,5      | 1,9      | 1,1      | 1,3      |               |               |
| <i>Kerma (mGy)</i>    | 1,526        | 1,523    | 1,536    | 1,532    | 1,571    | 1,538         | 0,6           |
| <i>DPM(%)</i>         | 0,1          | 0,2      | 0,1      | 0,2      | 0,1      |               |               |
| <i>Branco (nC):</i>   | 0,534        | 0,406    | 0,415    | 0,699    | 0,482    | 0,51          | 10,5          |
| <i>Controle (nC):</i> | 33,99        | 33,56    | 35,06    | 34,47    | 33,29    | 34,07         | 0,9           |
| <i>FC (mGy/nC):</i>   | 0,0353       | 0,0348   | 0,0335   | 0,0346   | 0,0357   | <b>0,0348</b> | <b>1,1</b>    |

TABELA 17.

Resultados da calibração para a técnica 100 kV, 20 mA.s, 200 mA.

|                       | <b>100 kV</b> |          |          |          |          | <b>Média</b>  | <b>DPM(%)</b> |
|-----------------------|---------------|----------|----------|----------|----------|---------------|---------------|
|                       | <b>1</b>      | <b>2</b> | <b>3</b> | <b>4</b> | <b>5</b> |               |               |
| <i>TLD (nC) (5X)</i>  | 309,30        | 310,24   | 327,00   | 321,55   | 316,98   | 317,01        | 1,1           |
| <i>DPM(%)</i>         | 1,3           | 1,2      | 2,5      | 1,7      | 1,0      |               |               |
| <i>Kerma (mGy)</i>    | 2,222         | 2,206    | 2,218    | 2,238    | 2,268    | 2,230         | 0,5           |
| <i>DPM(%)</i>         | 0,1           | 0,1      | 0,0      | 0,0      | 0,1      |               |               |
| <i>Branco (nC):</i>   | 0,715         | 0,406    | 0,415    | 0,721    | 0,411    | 0,53          | 14,1          |
| <i>Controle (nC):</i> | 35,01         | 33,56    | 35,06    | 33,75    | 34,89    | 34,45         | 1,0           |
| <i>FC (mGy/nC):</i>   | 0,0360        | 0,0356   | 0,0340   | 0,0349   | 0,0358   | <b>0,0353</b> | <b>1,1</b>    |

TABELA 18.

Resultados da calibração para a técnica 110 kV, 20 mA.s, 200 mA.

|                      | 110 kV |        |        |        |        | Média         | DPM(%)     |
|----------------------|--------|--------|--------|--------|--------|---------------|------------|
|                      | 1      | 2      | 3      | 4      | 5      |               |            |
| <i>TLD (nC) (5X)</i> | 348,98 | 364,38 | 359,38 | 353,20 | 362,78 | 357,74        | 0,8        |
| <i>DPM(%)</i>        | 2,1    | 1,3    | 1,2    | 1,1    | 1,5    |               |            |
| <i>Kerma (mGy)</i>   | 2,557  | 2,558  | 2,575  | 2,596  | 2,633  | 2,584         | 0,6        |
| <i>DPM(%)</i>        | 0,0    | 0,1    | 0,2    | 0,0    | 0,0    |               |            |
| <i>Branco:</i>       | 0,715  | 0,406  | 0,600  | 0,699  | 0,411  | 0,57          | 11,9       |
| <i>Césio:</i>        | 35,01  | 33,56  | 34,25  | 34,47  | 34,89  | 34,44         | 0,8        |
| <i>FC (mGy/nC):</i>  | 0,0367 | 0,0351 | 0,0359 | 0,0368 | 0,0363 | <b>0,0362</b> | <b>0,8</b> |

A FIG. 53 mostra os fatores de calibração (FC) para o grupo de detectores em função da energia efetiva do feixe, determinada com o programa XCOMP 5, para cada técnica radiográfica ensaiada.

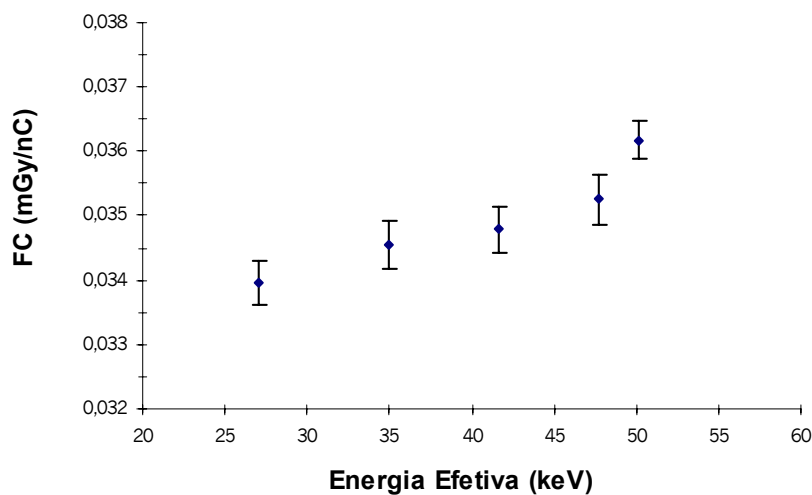


FIGURA 53. Fatores de calibração (FC) para a faixa de energia efetiva compreendida entre 27,1 keV a 50,2 keV.

Os cinco pontos da FIG. 53 podem ser ajustados precisamente ( $R=1$ ) pelo polinômio de quarta ordem:

$$FC = 7,4267 \cdot 10^{-8} \cdot E_{ef}^4 - 1,0936 \cdot 10^{-5} \cdot E_{ef}^3 + 5,9474 \cdot 10^{-4} \cdot E_{ef}^2 - 1,4094 \cdot 10^{-2} \cdot E_{ef} + 1,5672 \cdot 10^{-1} \quad (4.1)$$

A EQ. 4.1 permite determinar o fator de calibração do grupo de TLD's para técnicas radiográficas com energias efetivas entre 27,1 a 50,2 keV. A variação percentual máxima do FC para essa faixa de energia (estimada pela EQ. 4.1) é de 6,5%.

Os fatores de calibração normalizados para a energia efetiva do  $^{137}\text{Cs}$  representa a dependência energética do grupo de TLD's e é representada na FIG. 54.

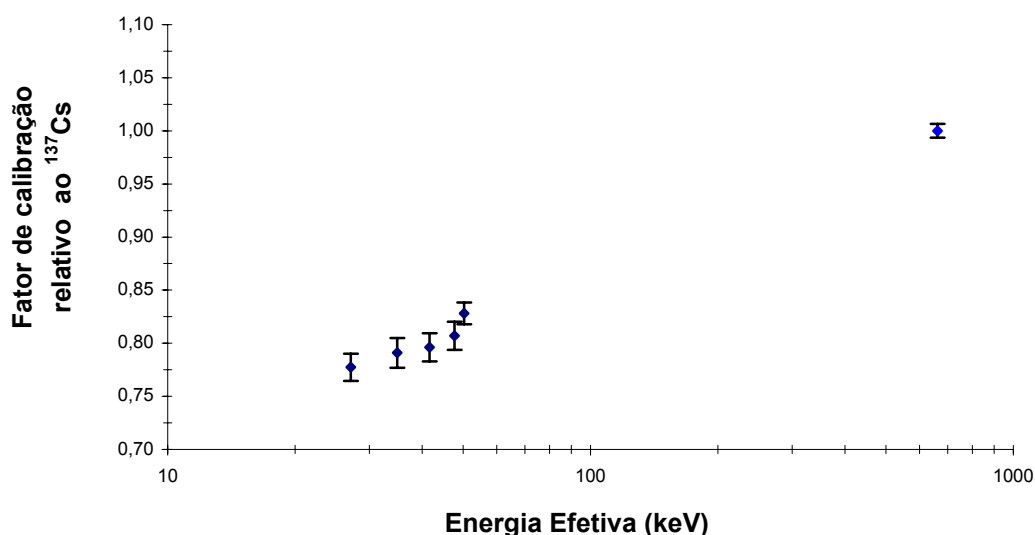


FIGURA 54 - Dependência energética do grupo de TLD's padronizada para o  $^{137}\text{Cs}$ .

Os pontos da FIG. 54 podem ser ajustados de maneira aproximada ( $R=0,9966$ ) pela equação de uma reta:

$$\text{Resposta}(\%) = 7,0802 \cdot 10^{-2} \cdot \ln(E_{ef}) + 5,3998 \cdot 10^{-1} \quad (4.2)$$

A EQ. 4.2 permite determinar, de maneira aproximada, a dependência energética do grupo de TLD's para a faixa de energia de 27,1 a 662 keV. Por exemplo, o grupo de TLD's possuirá (pela EQ. 4.2) para um feixe de raios-X com fótons distribuídos na faixa de 30 a 100 keV, uma variação em sua resposta de aproximadamente 10,9%, cerca de duas vezes superior aos 5% recomendado por SUNDE (1992), para utilização em radiodiagnóstico.

## **4.2. Medida da camada semi-redutora (CSR)**

Os resultados da análise crítica do teste da camada semi-redutora são reportados nesse item da seguinte maneira: (a) definição do valor ótimo para a CSR; (b) avaliação dos fatores de influência nas medidas; (c) estimativa das incertezas; (d) verificação da conformidade dos valores encontrados com a SVS (1998). As incertezas declaradas em todos os valores encontrados para a CSR foram calculadas conforme exemplo apresentado no *item 4.2.3*.

### **4.2.1. Determinação do valor ótimo da CSR**

Esse item trata dos resultados que justificaram a definição do valor ótimo para a camada semi-redutora. Conforme a metodologia descrita, são apresentados os resultados que auxiliaram na escolha da técnica radiográfica ideal, os testes preliminares, necessários para verificar o desempenho de parâmetros do gerador de raios-X para condições e técnicas variadas, medidas comparativas da atenuação do feixe com atenuadores comerciais e de alta pureza, bem como, a justificativa do arranjo experimental, campo de irradiação e metodologia de análise dos dados.

#### 4.2.1.1. Escolha da técnica radiográfica

O *item 3.6.1.1* justifica o emprego da técnica 80 kV e 20 mA.s para determinação do valor ótimo da CSR. São apresentados nesse item os resultados do teste da reprodutibilidade do kerma no ar, realizado para verificar a combinação ótima de corrente e tempo de exposição para a carga de 20 mA.s empregada.

A TAB. 19 resume os resultados encontrados para o teste da reprodutibilidade do kerma no ar para os parâmetros radiográficos especificados no *item 3.6.1.1*.

TABELA 19.

Teste da reprodutibilidade do Kerma no ar em diferentes técnicas radiográficas.

| <b>Técnica</b> | <b>Corrente<br/>(mA)</b> | <b>Tempo<br/>(ms)</b> | <b>kerma<br/>(mGy)</b> | <b>DPM<br/>(%)</b> | <b>Coef. Var.*</b> | <b>Desvio Máximo.<br/>(%)</b> |
|----------------|--------------------------|-----------------------|------------------------|--------------------|--------------------|-------------------------------|
| 1              | 50                       | 400                   | 1,221                  | 2,4                | 0,05               | 0,1                           |
| 2              | 100                      | 200                   | 1,416                  | 2,1                | 0,04               | 0,1                           |
| 3              | 150                      | 133                   | 1,455                  | 0,2                | 0,00               | 0,0                           |
| 4              | 200                      | 100                   | 1,413                  | 0,1                | 0,00               | 0,0                           |
| 5              | 400                      | 50                    | 1,418                  | 0,4                | 0,01               | 0,0                           |

\* Coef. Var. é o coeficiente de variação, dado pela razão do desvio padrão (DP) pela média.

A TAB. 19 mostra que todas as técnicas radiográficas ensaiadas apresentaram coeficiente de variação inferior a 0,05 (GHILLARDI, et. al., 1998; FDA, 2000), desvio máximo (diferença entre o valor máximo e mínimo dividido pela média) inferior a 5% (NCRP, 1988) ou 10% (SVS, 1998).

A técnica 200 mA e 100 ms mostrou ser a mais reprodutível em termos de kerma no ar (DPM=0,1%). Isso, somado aos argumentos citados no *item 3.6.1.1*, justificam a escolha da mesma técnica para a estimativa do valor ótimo da camada semi-redutora.

#### **4.2.1.2. Desempenho de parâmetros do gerador**

Os testes realizados no equipamento para verificação do desempenho de seu gerador em condições de técnica variadas são apresentados nesse item. Nesse sentido, são apresentados os resultados dos testes da reprodutibilidade da tensão do tubo e tempo de exposição e da linearidade da exposição para verificar, respectivamente, a exatidão na calibração do indicador de tensão e tempo, bem como da proporcionalidade entre a taxa de saída do sistema e a corrente/carga mostrada no amperímetro do equipamento, rendimento e reciprocidade do kerma no ar.

As TAB. 20 resume os resultados encontrados para o teste da reprodutibilidade da tensão do tubo, para os parâmetros radiográficos especificados no *item 3.6.1.1*. As TAB. 21, 22 e 23 mostram a série de medidas de kerma no ar e tempo de exposição realizadas para as técnicas radiográficas especificadas no mesmo item.



TABELA 20.

Medidas da tensão de pico para diferentes técnicas radiográficas.

| <b>Tensão nominal (kV)</b> | <b>Carga (mAs)</b> | <b>Corrente (mA)</b> | <b>Tensão média (kV)</b> | <b>DPM (%)</b> | <b>Desvio tensão nominal e medida (%)</b> |
|----------------------------|--------------------|----------------------|--------------------------|----------------|---|
|                            | <b>10</b>          | 50                   | 78,8                     | 0,1            | <b>1,5</b>                                |
|                            |                    | 100                  | 78,7                     | 0,1            | <b>1,6</b>                                |
|                            |                    | 200                  | 78,2                     | 0,1            | <b>2,3</b>                                |
|                            |                    | 400                  | 78,8                     | 0,1            | <b>1,6</b>                                |
| <b>80</b>                  | <b>20</b>          | 50                   | 78,6                     | 0,0            | <b>1,8</b>                                |
|                            |                    | 100                  | 78,9                     | 0,1            | <b>1,4</b>                                |
|                            |                    | 200                  | 78,4                     | 0,0            | <b>2,0</b>                                |
|                            |                    | 400                  | 78,6                     | 0,0            | <b>1,7</b>                                |
|                            | <b>40</b>          | 50                   | 78,6                     | 0,2            | <b>1,7</b>                                |
|                            |                    | 100                  | 78,9                     | 0,1            | <b>1,4</b>                                |
|                            |                    | 200                  | 78,3                     | 0,1            | <b>2,2</b>                                |
|                            |                    | 400                  | 78,7                     | 0,1            | <b>1,6</b>                                |
| <b>60</b>                  | <b>20</b>          | 50                   | 60,1                     | 0,1            | <b>-0,2</b>                               |
|                            |                    | 200                  | 59,4                     | 0,2            | <b>0,9</b>                                |
|                            |                    | 400                  | 59,5                     | 0,1            | <b>0,9</b>                                |
| <b>100</b>                 | <b>20</b>          | 50                   | 97,6                     | 0,1            | <b>2,5</b>                                |
|                            |                    | 200                  | 98,4                     | 0,1            | <b>1,7</b>                                |
|                            |                    | 400                  | 97,9                     | 0,1            | <b>2,1</b>                                |
| <b>110</b>                 | <b>20</b>          | 50                   | 108,2                    | 0,1            | <b>1,7</b>                                |
|                            |                    | 200                  | 108,1                    | 0,1            | <b>1,8</b>                                |
|                            |                    | 400                  | 108,6                    | 0,0            | <b>1,3</b>                                |

TABELA 21.  
Medidas do kerma no ar e tempo de exposição  
para tensão de 60 kV em diferentes técnicas radiográficas (continua).

| Tensão<br>(kV) | Corrente<br>(mA) | $t_n^*$<br>(ms) | Carga<br>(mA.s) | Kerma<br>(mGy) | $t_m^{**}$<br>(ms) | $\Delta t^{***}$<br>(%) | Kerma Médio<br>(mGy) | DPM<br>(%) |
|----------------|------------------|-----------------|-----------------|----------------|--------------------|-------------------------|----------------------|------------|
| 60             | 200              | 50              | 10              | 0,378          | 50,0               | 0,0                     | 0,376                | 0,8        |
|                | 100              | 100             |                 | 0,380          | 100,2              | 0,2                     |                      |            |
|                | 50               | 200             |                 | 0,371          | 203,8              | 1,9                     |                      |            |
|                | 200              | 50              |                 | 0,375          | 50,0               | 0,0                     | 0,375                | 0,7        |
|                | 100              | 100             |                 | 0,380          | 100,3              | 0,3                     |                      |            |
|                | 50               | 200             |                 | 0,371          | 202,5              | 1,3                     |                      |            |
|                | 200              | 50              |                 | 0,375          | 50,1               | 0,2                     | 0,378                | 0,5        |
|                | 100              | 100             |                 | 0,381          | 100,2              | 0,2                     |                      |            |
|                | 50               | 200             |                 | 0,377          | 203,1              | 1,6                     |                      |            |
|                | 200              | 50              |                 | 0,375          | 50,2               | 0,4                     | 0,377                | 0,4        |
|                | 100              | 100             |                 | 0,379          | 100,0              | 0,0                     |                      |            |
|                | 50               | 200             |                 | 0,376          | 202,3              | 1,2                     |                      |            |
| 60             | 400              | 50              | 20              | 0,749          | 49,7               | -0,6                    | 0,753                | 0,5        |
|                | 200              | 100             |                 | 0,762          | 101,0              | 1,0                     |                      |            |
|                | 100              | 200             |                 | 0,749          | 203,4              | 1,7                     |                      |            |
|                | 400              | 50              |                 | 0,750          | 49,5               | -1,0                    | 0,753                | 0,5        |
|                | 200              | 100             |                 | 0,761          | 101,3              | 1,3                     |                      |            |
|                | 100              | 200             |                 | 0,749          | 202,4              | 1,2                     |                      |            |
|                | 400              | 50              |                 | 0,751          | 49,8               | -0,4                    | 0,754                | 0,5        |
|                | 200              | 100             |                 | 0,762          | 101,2              | 1,2                     |                      |            |
|                | 100              | 200             |                 | 0,750          | 203,0              | 1,5                     |                      |            |
|                | 400              | 50              |                 | 0,740          | 49,0               | -2,0                    | 0,751                | 0,8        |
|                | 200              | 100             |                 | 0,761          | 101,5              | 1,5                     |                      |            |
|                | 100              | 200             |                 | 0,751          | 202,9              | 1,5                     |                      |            |

\*Tempo de exposição nominal (mostrado no painel de controle). \*\*Tempo de exposição medido. \*\*\*Razão da diferença entre o valor medido e nominal pelo valor nominal.

TABELA 21.

Medidas do kerma no ar, e tempo de exposição  
para a tensão de 60 kV em diferentes técnicas radiográficas (conclusão).

| Tensão<br>(kV) | Corrente<br>(mA) | $t_n^*$<br>(ms) | Carga<br>(mA.s) | Kerma<br>(mGy) | $t_m^{**}$<br>(ms) | $\Delta t^{***}$<br>(%) | Kerma Médio<br>(mGy) | DPM<br>(%) |
|----------------|------------------|-----------------|-----------------|----------------|--------------------|-------------------------|----------------------|------------|
| 60             | 600              | 50              | 30              | 1,106          | 49,8               | -0,4                    | 1,130                | 1,1        |
|                | 300              | 100             |                 | 1,143          | 101,3              | 1,3                     |                      |            |
|                | 150              | 200             |                 | 1,141          | 203,1              | 1,6                     |                      |            |
|                | 600              | 50              |                 | 1,118          | 49,8               | -0,4                    | 1,134                | 0,7        |
|                | 300              | 100             |                 | 1,145          | 101,3              | 1,3                     |                      |            |
|                | 150              | 200             |                 | 1,139          | 203,2              | 1,6                     |                      |            |
|                | 600              | 50              |                 | 1,121          | 49,9               | -0,2                    | 1,133                | 0,6        |
|                | 300              | 100             |                 | 1,144          | 101,4              | 1,4                     |                      |            |
|                | 150              | 200             |                 | 1,135          | 203,0              | 1,5                     |                      |            |
|                | 600              | 50              |                 | 1,124          | 50,0               | 0,0                     | 1,136                | 0,5        |
|                | 300              | 100             |                 | 1,144          | 101,2              | 1,2                     |                      |            |
|                | 150              | 200             |                 | 1,139          | 203,3              | 1,7                     |                      |            |
| 60             | 500              | 100             | 50              | 1,912          | 101,1              | 1,1                     | 1,918                | 0,4        |
|                | 300              | 166             |                 | 1,908          | 167,9              | 1,1                     |                      |            |
|                | 150              | 333             |                 | 1,933          | 340,4              | 2,2                     |                      |            |
|                | 500              | 100             |                 | 1,911          | 101,2              | 1,2                     | 1,920                | 0,3        |
|                | 300              | 166             |                 | 1,916          | 168,9              | 1,7                     |                      |            |
|                | 150              | 333             |                 | 1,932          | 340,2              | 2,2                     |                      |            |
|                | 500              | 100             |                 | 1,910          | 101,3              | 1,3                     | 1,916                | 0,4        |
|                | 300              | 166             |                 | 1,908          | 168,0              | 1,2                     |                      |            |
|                | 150              | 333             |                 | 1,931          | 340,3              | 2,2                     |                      |            |
|                | 500              | 100             |                 | 1,909          | 101,2              | 1,2                     | 1,917                | 0,3        |
|                | 300              | 166             |                 | 1,915          | 168,6              | 1,6                     |                      |            |
|                | 150              | 333             |                 | 1,927          | 339,9              | 2,1                     |                      |            |

\*Tempo de exposição nominal (mostrado no painel de controle). \*\*Tempo de exposição medido. \*\*\*Razão da diferença entre o valor medido e nominal pelo valor nominal.

TABELA 22.

Medidas do kerma no ar, e tempo de exposição  
para tensão de 80 kV em diferentes técnicas radiográficas (continua).

| Tensão<br>(kV) | Corrente<br>(mA) | $t_n^*$<br>(ms) | Carga<br>(mA.s) | Kerma<br>(mGy) | $t_m^{**}$<br>(ms) | $\Delta t^{***}$<br>(%) | Kerma Médio<br>(mGy) | DPM<br>(%) |
|----------------|------------------|-----------------|-----------------|----------------|--------------------|-------------------------|----------------------|------------|
| 80             | 200              | 50              | 10              | 0,633          | 50,1               | 0,2                     | 0,630                | 0,7        |
|                | 100              | 100             |                 | 0,622          | 100,5              | 0,5                     |                      |            |
|                | 50               | 200             |                 | 0,636          | 203,2              | 1,6                     |                      |            |
|                | 200              | 50              |                 | 0,628          | 49,9               | -0,2                    | 0,633                | 0,6        |
|                | 100              | 100             |                 | 0,631          | 100,4              | 0,4                     |                      |            |
|                | 50               | 200             |                 | 0,640          | 203,3              | 1,7                     |                      |            |
|                | 200              | 50              |                 | 0,628          | 49,9               | -0,2                    | 0,633                | 0,6        |
|                | 100              | 100             |                 | 0,631          | 100,5              | 0,5                     |                      |            |
|                | 50               | 200             |                 | 0,641          | 203,8              | 1,9                     |                      |            |
|                | 200              | 50              |                 | 0,629          | 50,1               | 0,2                     | 0,635                | 0,6        |
|                | 100              | 100             |                 | 0,632          | 100,5              | 0,5                     |                      |            |
|                | 50               | 200             |                 | 0,643          | 203,1              | 1,6                     |                      |            |
| 80             | 400              | 50              | 20              | 1,270          | 49,9               | -0,2                    | 1,276                | 0,4        |
|                | 200              | 100             |                 | 1,286          | 101,3              | 1,3                     |                      |            |
|                | 100              | 200             |                 | 1,272          | 203,1              | 1,6                     |                      |            |
|                | 400              | 50              |                 | 1,270          | 49,9               | -0,2                    | 1,278                | 0,3        |
|                | 200              | 100             |                 | 1,285          | 101,5              | 1,5                     |                      |            |
|                | 100              | 200             |                 | 1,280          | 203,0              | 1,5                     |                      |            |
|                | 400              | 50              |                 | 1,272          | 49,9               | -0,2                    | 1,275                | 0,1        |
|                | 200              | 100             |                 | 1,275          | 100,7              | 0,7                     |                      |            |
|                | 100              | 200             |                 | 1,278          | 203,2              | 1,6                     |                      |            |
|                | 400              | 50              |                 | 1,271          | 49,8               | -0,4                    | 1,278                | 0,3        |
|                | 200              | 100             |                 | 1,284          | 101,3              | 1,3                     |                      |            |
|                | 100              | 200             |                 | 1,279          | 203,2              | 1,6                     |                      |            |

\*Tempo de exposição nominal (mostrado no painel de controle). \*\*Tempo de exposição medido. \*\*\*Razão da diferença entre o valor medido e nominal pelo valor nominal.

TABELA 22.

Medidas do kerma no ar, e tempo de exposição  
para tensão de 80 kV em diferentes técnicas radiográficas (continua).

| Tensão<br>(kV) | Corrente<br>(mA) | $t_n^*$<br>(ms) | Carga<br>(mA.s) | Kerma<br>(mGy) | $t_m^{**}$<br>(ms) | $\Delta t^{***}$<br>(%) | Kerma Médio<br>(mGy) | DPM<br>(%) |
|----------------|------------------|-----------------|-----------------|----------------|--------------------|-------------------------|----------------------|------------|
| 80             | 600              | 50              | 30              | 1,719          | 49,9               | -0,2                    | 1,860                | 3,8        |
|                | 300              | 100             |                 | 1,933          | 101,3              | 1,3                     |                      |            |
|                | 150              | 200             |                 | 1,928          | 203,1              | 1,6                     |                      |            |
|                | 600              | 50              |                 | 1,727          | 49,9               | -0,2                    | 1,862                | 3,6        |
|                | 300              | 100             |                 | 1,931          | 101,5              | 1,5                     |                      |            |
|                | 150              | 200             |                 | 1,928          | 203,0              | 1,5                     |                      |            |
|                | 600              | 50              |                 | 1,751          | 49,9               | -0,2                    | 1,870                | 3,2        |
|                | 300              | 100             |                 | 1,932          | 100,7              | 0,7                     |                      |            |
|                | 150              | 200             |                 | 1,927          | 203,2              | 1,6                     |                      |            |
|                | 600              | 50              |                 | 1,742          | 49,8               | -0,4                    | 1,866                | 3,3        |
|                | 300              | 100             |                 | 1,916          | 101,3              | 1,3                     |                      |            |
|                | 150              | 200             |                 | 1,940          | 203,2              | 1,6                     |                      |            |
| 80             | 400              | 100             | 40              | 2,547          | 100,2              | 0,2                     | 2,582                | 0,7        |
|                | 200              | 200             |                 | 2,591          | 203,9              | 2,0                     |                      |            |
|                | 100              | 400             |                 | 2,607          | 408,3              | 2,1                     |                      |            |
|                | 400              | 100             |                 | 2,565          | 101,2              | 1,2                     | 2,587                | 0,5        |
|                | 200              | 200             |                 | 2,592          | 203,9              | 2,0                     |                      |            |
|                | 100              | 400             |                 | 2,605          | 408,2              | 2,1                     |                      |            |
|                | 400              | 100             |                 | 2,564          | 101,3              | 1,3                     | 2,587                | 0,5        |
|                | 200              | 200             |                 | 2,589          | 203,8              | 1,9                     |                      |            |
|                | 100              | 400             |                 | 2,608          | 408,4              | 2,1                     |                      |            |
|                | 400              | 100             |                 | 2,546          | 100,4              | 0,4                     | 2,581                | 0,7        |
|                | 200              | 200             |                 | 2,590          | 203,8              | 1,9                     |                      |            |
|                | 100              | 400             |                 | 2,608          | 408,4              | 2,1                     |                      |            |

\*Tempo de exposição nominal (mostrado no painel de controle). \*\*Tempo de exposição medido. \*\*\*Razão da diferença entre o valor medido e nominal pelo valor nominal.

TABELA 22.  
Medidas do kerma no ar, e tempo de exposição  
para tensão de 80 kV em diferentes técnicas radiográficas (conclusão).

| <b>Tensão</b><br><b>(kV)</b> | <b>Corrente</b><br><b>(mA)</b> | <b>t<sub>n</sub>*</b><br><b>(ms)</b> | <b>Carga</b><br><b>(mA.s)</b> | <b>Kerma</b><br><b>(mGy)</b> | <b>t<sub>m</sub>**</b><br><b>(ms)</b> | <b>Δt***</b><br><b>(%)</b> | <b>Kerma Médio</b><br><b>(mGy)</b> | <b>DPM</b><br><b>(%)</b> |
|------------------------------|--------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------|------------------------------|---------------------------------------|----------------------------|------------------------------------|--------------------------|
| 80                           | 400                            | 125                                  | 50                            | 3,264                        | 127,9                                 | 2,3                        | 3,251                              | 0,2                      |
|                              | 300                            | 166                                  |                               | 3,237                        | 168,9                                 | 1,7                        |                                    |                          |
|                              | 200                            | 250                                  |                               | 3,253                        | 254,3                                 | 1,7                        |                                    |                          |
|                              | 400                            | 125                                  |                               | 3,263                        | 127,8                                 | 2,2                        | 3,254                              | 0,2                      |
|                              | 300                            | 166                                  |                               | 3,238                        | 168,9                                 | 1,7                        |                                    |                          |
|                              | 200                            | 250                                  |                               | 3,260                        | 255,0                                 | 2,0                        |                                    |                          |
|                              | 400                            | 125                                  |                               | 3,263                        | 127,9                                 | 2,3                        | 3,255                              | 0,3                      |
|                              | 300                            | 166                                  |                               | 3,237                        | 169,0                                 | 1,8                        |                                    |                          |
|                              | 200                            | 250                                  |                               | 3,265                        | 255,0                                 | 2,0                        |                                    |                          |
|                              | 400                            | 125                                  |                               | 3,266                        | 127,8                                 | 2,2                        | 3,256                              | 0,2                      |
|                              | 300                            | 166                                  |                               | 3,240                        | 169,0                                 | 1,8                        |                                    |                          |
|                              | 200                            | 250                                  |                               | 3,261                        | 254,7                                 | 1,9                        |                                    |                          |

\*Tempo de exposição nominal (mostrado no painel de controle). \*\*Tempo de exposição medido. \*\*\*Razão da diferença entre o valor medido e nominal pelo valor nominal.

TABELA 23.

Medidas do kerma no ar, e tempo de exposição  
para tensão de 100 kV em diferentes técnicas radiográficas (continua).

| <b>Tensão</b><br><b>(kV)</b> | <b>Corrente</b><br><b>(mA)</b> | <b>t<sub>n</sub>*</b><br><b>(ms)</b> | <b>Carga</b><br><b>(mA.s)</b> | <b>Kerma</b><br><b>(mGy)</b> | <b>t<sub>m</sub>**</b><br><b>(ms)</b> | <b>Δt***</b><br><b>(%)</b> | <b>Kerma Médio</b><br><b>(mGy)</b> | <b>DPM</b><br><b>(%)</b> |
|------------------------------|--------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------|------------------------------|---------------------------------------|----------------------------|------------------------------------|--------------------------|
| 100                          | 200                            | 50                                   | 10                            | 0,910                        | 50,3                                  | 0,6                        | 0,911                              | 0,4                      |
|                              | 100                            | 100                                  |                               | 0,917                        | 100,7                                 | 0,7                        |                                    |                          |
|                              | 50                             | 200                                  |                               | 0,905                        | 203,4                                 | 1,7                        |                                    |                          |
|                              | 200                            | 50                                   |                               | 0,908                        | 50,2                                  | 0,4                        | 0,916                              | 0,5                      |
|                              | 100                            | 100                                  |                               | 0,923                        | 100,4                                 | 0,4                        |                                    |                          |
|                              | 50                             | 200                                  |                               | 0,916                        | 203,3                                 | 1,7                        |                                    |                          |
|                              | 200                            | 50                                   |                               | 0,894                        | 49,2                                  | -1,6                       | 0,913                              | 1,1                      |
|                              | 100                            | 100                                  |                               | 0,925                        | 100,7                                 | 0,7                        |                                    |                          |
|                              | 50                             | 200                                  |                               | 0,920                        | 203,1                                 | 1,6                        |                                    |                          |
|                              | 200                            | 50                                   |                               | 0,914                        | 49,7                                  | -0,6                       | 0,911                              | 0,5                      |
|                              | 100                            | 100                                  |                               | 0,917                        | 100,4                                 | 0,4                        |                                    |                          |
|                              | 50                             | 200                                  |                               | 0,902                        | 203,2                                 | 1,6                        |                                    |                          |
| 100                          | 400                            | 50                                   | 20                            | 1,839                        | 50,0                                  | 0,0                        | 1,859                              | 0,6                      |
|                              | 200                            | 100                                  |                               | 1,865                        | 101,5                                 | 1,5                        |                                    |                          |
|                              | 100                            | 200                                  |                               | 1,873                        | 202,9                                 | 1,5                        |                                    |                          |
|                              | 400                            | 50                                   |                               | 1,843                        | 50,0                                  | 0,0                        | 1,854                              | 0,4                      |
|                              | 200                            | 100                                  |                               | 1,867                        | 101,5                                 | 1,5                        |                                    |                          |
|                              | 100                            | 200                                  |                               | 1,853                        | 203,1                                 | 1,6                        |                                    |                          |
|                              | 400                            | 50                                   |                               | 1,846                        | 50,1                                  | 0,2                        | 1,855                              | 0,4                      |
|                              | 200                            | 100                                  |                               | 1,868                        | 101,4                                 | 1,4                        |                                    |                          |
|                              | 100                            | 200                                  |                               | 1,852                        | 203,2                                 | 1,6                        |                                    |                          |
|                              | 400                            | 50                                   |                               | 1,847                        | 50,1                                  | 0,2                        | 1,855                              | 0,4                      |
|                              | 200                            | 100                                  |                               | 1,869                        | 101,5                                 | 1,5                        |                                    |                          |
|                              | 100                            | 200                                  |                               | 1,848                        | 203,1                                 | 1,6                        |                                    |                          |

\*Tempo de exposição nominal (mostrado no painel de controle). \*\*Tempo de exposição medido. \*\*\*Razão da diferença entre o valor medido e nominal pelo valor nominal.

TABELA 23.

Medidas do kerma no ar, e tempo de exposição  
para tensão de 100 kV em diferentes técnicas radiográficas (conclusão).

| Tensão<br>(kV) | Corrente<br>(mA) | $t_n^*$<br>(ms) | Carga<br>(mA.s) | Kerma<br>(mGy) | $t_m^{**}$<br>(ms) | $\Delta t^{***}$<br>(%) | Kerma Médio<br>(mGy) | DPM<br>(%) |       |     |
|----------------|------------------|-----------------|-----------------|----------------|--------------------|-------------------------|----------------------|------------|-------|-----|
| 100            | 600              | 100             | 30              | 2,803          | 100,5              | 0,5                     | 2,823                | 0,4        |       |     |
|                | 300              | 200             |                 | 2,835          | 203,4              | 1,7                     |                      |            |       |     |
|                | 150              | 300             |                 | 2,832          | 305,4              | 1,8                     |                      |            |       |     |
|                | 600              | 100             |                 | 2,821          | 101,5              | 1,5                     |                      |            |       |     |
|                | 300              | 200             |                 | 2,830          | 203,2              | 1,6                     |                      |            | 2,827 | 0,1 |
|                | 150              | 300             |                 | 2,829          | 305,6              | 1,9                     |                      |            |       |     |
|                | 600              | 100             |                 | 2,821          | 101,1              | 1,1                     |                      |            |       |     |
|                | 300              | 200             |                 | 2,842          | 203,7              | 1,8                     |                      |            | 2,831 | 0,2 |
|                | 150              | 300             |                 | 2,830          | 305,5              | 1,8                     |                      |            |       |     |
|                | 600              | 100             |                 | 2,801          | 100,5              | 0,5                     |                      |            |       |     |
|                | 300              | 200             |                 | 2,840          | 203,7              | 1,8                     |                      |            | 2,824 | 0,4 |
|                | 150              | 300             |                 | 2,830          | 305,7              | 1,9                     |                      |            |       |     |
| 100            | 400              | 125             | 50              | 4,744          | 127,7              | 2,2                     | 4,764                | 0,3        |       |     |
|                | 200              | 250             |                 | 4,755          | 255,2              | 2,1                     |                      |            |       |     |
|                | 100              | 500             |                 | 4,794          | 510,6              | 2,1                     |                      |            |       |     |
|                | 400              | 125             |                 | 4,753          | 127,9              | 2,3                     |                      |            |       |     |
|                | 200              | 250             |                 | 4,754          | 255,2              | 2,1                     |                      |            | 4,769 | 0,3 |
|                | 100              | 500             |                 | 4,799          | 509,9              | 2,0                     |                      |            |       |     |
|                | 400              | 125             |                 | 4,745          | 128,0              | 2,4                     |                      |            |       |     |
|                | 200              | 250             |                 | 4,755          | 255,3              | 2,1                     |                      |            | 4,765 | 0,3 |
|                | 100              | 500             |                 | 4,796          | 510,8              | 2,2                     |                      |            |       |     |
|                | 400              | 125             |                 | 4,747          | 128,0              | 2,4                     |                      |            |       |     |
|                | 200              | 250             |                 | 4,755          | 255,2              | 2,1                     |                      |            | 4,765 | 0,3 |
|                | 100              | 500             |                 | 4,794          | 510,3              | 2,1                     |                      |            |       |     |

\*Tempo de exposição nominal (mostrado no painel de controle). \*\*Tempo de exposição medido. \*\*\*Razão da diferença entre o valor medido e nominal pelo valor nominal.



A TAB. 20 mostra que o desvio entre a tensão nominal e a tensão medida foi menor que 2,5% para todas as tensões analisadas; ou seja, bem menor que o limite máximo de 10% estabelecido pela SVS (1998). Esses valores, considerados bem satisfatórios, devem ser utilizados para corrigir a tensão de pico utilizada no momento da verificação da conformidade do valor encontrado para a camada semi-redutora com aqueles especificados pela SVS (1998). Na técnica 80 kV, 20 mA.s, 200 mA, escolhida para determinação do valor ótimo da CSR, o desvio entre as tensões nominal e medida foi de 2,0%.

As TAB. 21, 22 e 23 permitem inferir sobre a reprodutibilidade do tempo de exposição e kerma no ar, linearidade do kerma com a corrente no tubo e carga, rendimento do tubo e reciprocidade do kerma no ar.

A reprodutibilidade do tempo de exposição pode ser verificada analisando os desvios máximos ( $\Delta t$ ) entre o tempo de exposição medido ( $t_m$ ) e nominal ( $t_n$ ). Esse desvio apresentou valor máximo de 2,4% para todas as técnicas radiográficas ensaiadas; ou seja, valor bem inferior ao limite máximo de 10% estabelecido pela SVS (1998). Esses resultados atestam a boa exatidão da calibração do indicador de tempo do equipamento. Para a técnica 80 kV, 20 mA.s e 200 mA, empregada para a estimativa do valor ótimo da CSR, esse desvio apresentou um valor médio de apenas 1,2%.

A reprodutibilidade do kerma no ar já foi verificada anteriormente para uma tensão de 80 kV e carga de 20 mA.s. Essa mesma técnica e as demais podem ser verificadas também pela análise das TAB. 21, 22 e 23, como resumido na TAB. 24, que mostra, em destaque, a combinação de corrente e tempo mais reprodutível, entre as três ensaiadas para cada tensão e carga.

TABELA 24.

Reprodutibilidade do kerma no ar para as diferentes técnicas radiográficas.

| Tensão (kV) | Carga (mA.s) | Corrente (mA) | kerma (mGy) | DPM   | Tensão (kV) | Carga (mA.s) | Corrente (mA) | kerma (mGy) | DPM   |      |
|-------------|--------------|---------------|-------------|-------|-------------|--------------|---------------|-------------|-------|------|
| 60          | 10           | 50            | 0,374       | 0,43  | 80          | 40           | 100           | 2,607       | 0,03  |      |
|             |              | 100           | 0,380       | 0,08  |             |              | 200           | 2,591       | 0,02  |      |
|             |              | 200           | 0,375       | 0,23  |             |              | 400           | 2,556       | 0,20  |      |
|             | 20           | 100           | 0,750       | 0,05  |             | 50           | 200           | 3,260       | 0,08  |      |
|             |              | 200           | 0,761       | 0,02  |             |              | 300           | 3,238       | 0,02  |      |
|             |              | 400           | 0,748       | 0,35  |             |              | 400           | 3,264       | 0,02  |      |
|             | 30           | 150           | 150         | 1,139 | 0,11        | 100          | 10            | 50          | 0,911 | 0,47 |
|             |              |               | 300         | 1,144 | 0,04        |              |               | 100         | 0,921 | 0,22 |
|             |              |               | 600         | 1,117 | 0,35        |              |               | 200         | 0,906 | 0,49 |
|             |              | 50            | 150         | 1,931 | 0,07        |              | 20            | 100         | 1,857 | 0,30 |
|             |              |               | 300         | 1,912 | 0,11        |              |               | 200         | 1,867 | 0,05 |
|             |              |               | 500         | 1,911 | 0,03        |              |               | 400         | 1,844 | 0,10 |
| 80          | 10           | 50            | 0,640       | 0,21  | 30          | 150          | 2,830         | 0,02        |       |      |
|             |              | 100           | 0,629       | 0,35  |             | 300          | 2,837         | 0,09        |       |      |
|             |              | 200           | 0,630       | 0,15  |             | 600          | 2,812         | 0,20        |       |      |
|             | 20           | 100           | 1,277       | 0,14  | 50          | 100          | 4,796         | 0,02        |       |      |
|             |              | 200           | 1,283       | 0,20  |             | 200          | 4,755         | 0,01        |       |      |
|             |              | 400           | 1,271       | 0,04  |             | 400          | 4,747         | 0,04        |       |      |
|             | 30           | 150           | 1,931       | 0,16  |             |              |               |             |       |      |
|             |              | 300           | 1,928       | 0,21  |             |              |               |             |       |      |
|             |              | 600           | 1,735       | 0,42  |             |              |               |             |       |      |

A TAB. 24 mostra uma excelente reprodutibilidade, em termos de kerma no ar, para todas as técnicas radiográficas ensaiadas. Outra observação importante é que, diferentemente da TAB. 19, as correntes que apresentaram valores de kerma no ar mais reprodutíveis para a técnica 80 kV e 20 mA.s foram consecutivamente 400 mA, 100 mA e,

por último, 200 mA. Porém, isso não altera a escolha da técnica radiográfica anterior pelos mesmos motivos descritos no *item 3.6.1.1*.

As TAB. 21, 22 e 23 permitem verificar a linearidade do kerma no ar com a corrente no tubo para cada tensão de pico, para um tempo de exposição de 100 ms e cargas de 10, 20 e 30 mA.s. As FIG. 55, 56 e 57 apresentam a variação do kerma no ar em função da corrente no tubo para cada tensão de pico, com a respectiva equação da reta de ajuste e coeficiente de correlação R.

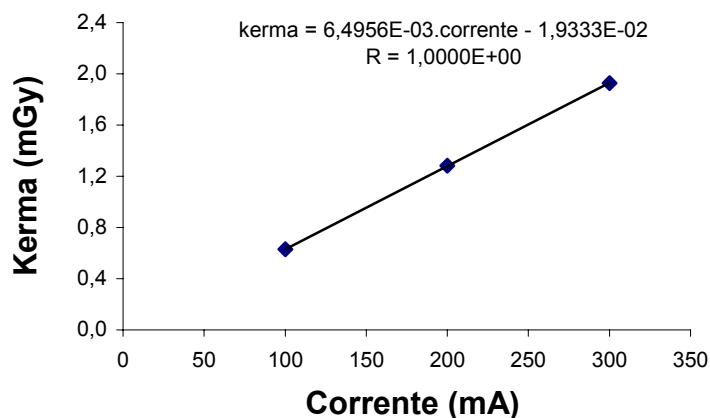


FIGURA 55 - Linearidade do kerma no ar com a corrente no tubo para uma tensão de pico de 60 kV e tempo de exposição fixo em 100 ms.

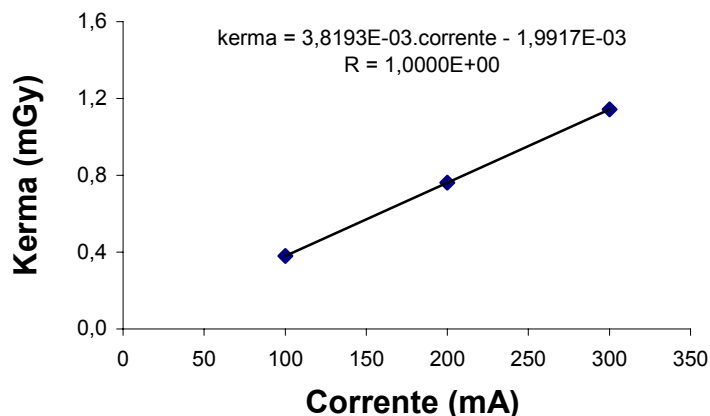


FIGURA 56 - Linearidade do kerma no ar com a corrente no tubo para uma tensão de pico de 80 kV e tempo de exposição fixo em 100 ms.

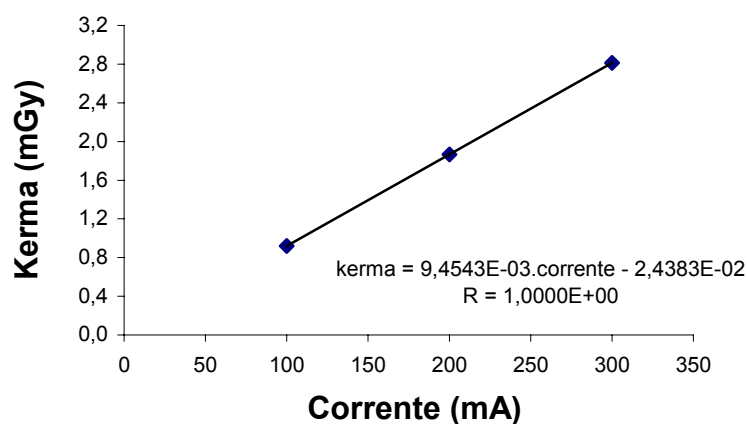


FIGURA 57 - Linearidade do kerma no ar com a corrente no tubo para uma tensão de pico de 100 kV e tempo de exposição fixo em 100 ms.

A linearidade do kerma no ar com a carga pode ser verificada também para cada tensão de pico e todas as cargas ensaiadas, uma vez que nesse teste é permitido variar-se a corrente e tempo de exposição. As FIG. 58, 59 e 60 apresentam a variação do kerma no ar em função da carga para cada tensão de pico e a respectiva equação da reta de melhor ajuste com o coeficiente de correlação R.

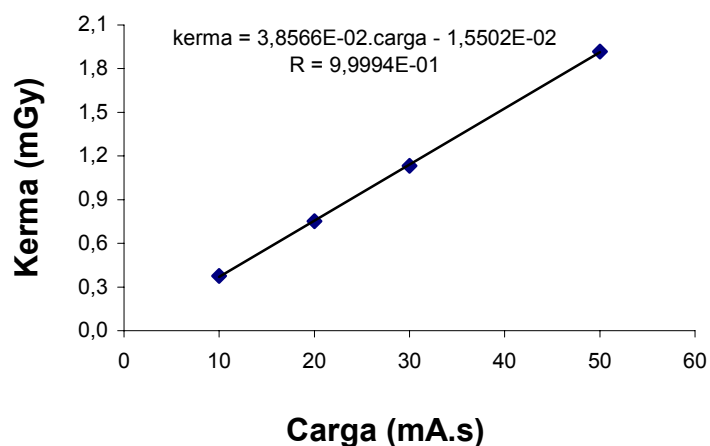


FIGURA 58 - Linearidade entre o kerma no ar e a carga, para uma tensão de pico de 60 kV.

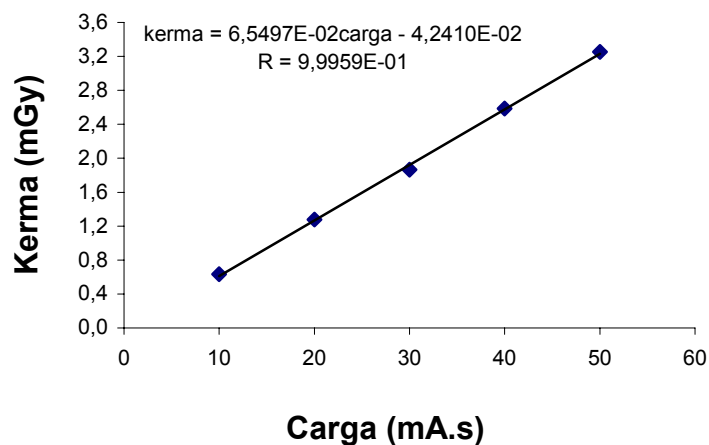


FIGURA 59 - Linearidade entre o kerma no ar e a carga, para uma tensão de pico de 80 kV.

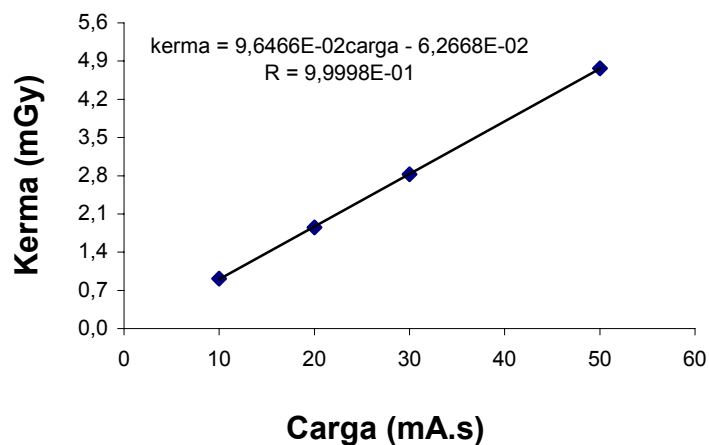


FIGURA 60 - Linearidade entre o kerma no ar e a carga, para uma tensão de pico de 100 kV.

As FIG. 55, 56 e 57 mostram uma linearidade excelente entre o kerma no ar e a corrente no tubo para as tensões de pico de 60, 80 e 100 kV, o que é confirmado pelas EQ. 2.7, 2.8 e 2.8 modificada (SVS, 1998), cujos valores encontrados para a *linearidade* com os dados em questão foram inferiores a 0,01 na maioria dos casos (TAB. 25).

Da mesma forma, a análise das FIG. 58, 59 e 60 mostra a excelente linearidade do kerma no ar com a carga para todas as tensões de pico ensaiadas. Os valores encontrados para a *linearidade* com os dados em questão foram inferiores a 0,02 em todos os casos.

TABELA 25.

Estimativa do parâmetro *linearidade* para as técnicas radiográficas analisadas.

| Tensão<br>(kV) | Carga<br>(mA.s) | Corrente<br>mA | kerma<br>(mGy) | kerma/Carga<br>(mGy/mA.s) | Linearidade |         |             |
|----------------|-----------------|----------------|----------------|---------------------------|-------------|---------|-------------|
|                |                 |                |                |                           | EQ. 2.7     | EQ. 2.8 | SVS (1998)* |
| 60             | 10              | 100            | 0,380          | 0,03802                   | ----        |         |             |
|                | 20              | 200            | 0,761          | 0,03807                   | 0,0007      | 0,002   | 0,001       |
|                | 30              | 300            | 1,144          | 0,03813                   | 0,0008      |         |             |
| 80             | 10              | 100            | 0,629          | 0,06289                   | ----        |         |             |
|                | 20              | 200            | 1,283          | 0,06413                   | 0,0097      | 0,011   | 0,007       |
|                | 30              | 300            | 1,928          | 0,06427                   | 0,0011      |         |             |
| 100            | 10              | 100            | 0,921          | 0,09207                   | ----        |         |             |
|                | 20              | 200            | 1,867          | 0,09336                   | 0,0070      | 0,009   | 0,006       |
|                | 30              | 300            | 2,812          | 0,09372                   | 0,0019      |         |             |

\*Conforme explicado no item 2.2.1.2.7 a SVS (1998) sugere a utilização da EQ. 2.8, com o denominador igual a soma das taxas (kerma/carga).

O parâmetro rendimento ( $R_{80}$ ) pode ser determinado através da inclinação da reta de ajuste dos gráficos “kerma X Carga” para cada tensão de pico (FIG. 58, 59 e 60), da seguinte forma, exemplificado para a tensão de 60 kV:

$$R_{80} = 3,8566 \cdot 10^{-2} \frac{mGy}{mA \cdot s} \cdot \left( \frac{80kV}{60kV} \right)^{1,8} \cdot \left( \frac{1m}{1m} \right)^2 \cdot \left( \frac{60s}{1min} \right) = 3,88 mGy \cdot m^2 / mA \cdot min \quad (4.3)$$

onde,

$\left( \frac{80kV}{60kV} \right)^{1,8}$  : é uma correção aproximada para a tensão de pico utilizada, uma vez

que o rendimento é definido pela SVS (1998) a 80 kV. O fator 1,8 é calculado com os dados das TAB. 21 e 22 através da relação:

$$\left( \frac{80kV}{60kV} \right)^x = \frac{\text{ker } ma(80kV)}{\text{ker } ma(60kV)}; \quad 1,7 < x < 1,8 \quad (\text{DENDY, et. al., 1987}).$$

$\left( \frac{1m}{1m} \right)^2$  : correção para a distância empregada, uma vez que  $R_{80}$  é definido pela SVS

(1998) a uma distância de 1 (um) metro do foco. Como nos experimentos realizados a distância utilizada foi sempre 100 cm, essa correção foi colocada somente para fins ilustrativos.

Os valores de rendimento ( $R_{80}$ ) encontrados para as tensões de 80 e 100 kV foram, respectivamente, 3,93 e 3,87  $mGy \cdot m^2 / mA \cdot min$ . Todos os valores encontrados situaram-se abaixo do intervalo definido pela SVS (1998) para gerador trifásico ou multipulso de 4,8 a 6,4  $mGy \cdot m^2 / mA \cdot min$ . Essa inadequação é um tanto frequente em levantamentos realizados em equipamentos de raios-X na região de Minas Gerais, sendo comum encontrar equipamentos com rendimentos abaixo da faixa de aceitação da SVS (1998), com todos os demais parâmetros adequados. Acredita-se que tal inadequação possa estar

associada a problemas no projeto do gerador de alta tensão, na rede elétrica das instalações ou pode estar na legislação, que exige um padrão de rendimento inadequado (LACERDA e PEREIRA, 2002). O fato é que em Minas Gerais, devido aos motivos alegados, há uma certa tolerância para inadequação do parâmetro rendimento quando considerado isoladamente. Este fato permite considerar como satisfatórios os valores encontrados no presente trabalho.

A reciprocidade da carga pode ser verificada, analisando para cada uma a variação do kerma lido em valores adjacentes de corrente. Essa variação, exceto para a técnica 80 kV, 30 mA.s, apresentou valor máximo de 2,9%, inferior ao limite de 10% indicado pela NCRP (1988). Os desvios superiores a 10%, encontrados para a técnica 80 kV, 30 mA.s, 600 mA podem ser explicados por uma incorreta calibração da tensão de pico para correntes mais altas, consequência das perdas de voltagem do circuito primário a medida que se aumenta a corrente no tubo. Ou seja, deve haver uma compensação adequada da voltagem primária para manter a mesma tensão de pico quando se aumenta a corrente do tubo (AAPM, 1985). Essa dificuldade de manter alta tensão correta para elevados valores de corrente é um problema comum encontrado em equipamentos de raios-X (PEREIRA, 2001b).

Os resultados descritos nesse item permitem concluir que o equipamento possui um desempenho excelente para condições de técnica variadas, não comprometendo, dessa forma, a estimativa da camada semi-redutora.



### 4.2.1.3. Atenuadores

Os resultados do ensaio para medidas da atenuação do feixe utilizando placas de alta pureza e comerciais, descritos no *item 3.6.1.3*, estão resumidos na TAB. 26.

TABELA 26.

Comparação entre as leituras de kerma no ar atenuadas com placas comerciais e de alta pureza.

| <b>Placas</b> | <b>kerma<br/>(mGy)</b> | <b>Desvio<br/>(%)</b> |
|---------------|------------------------|-----------------------|
| <i>5PM</i>    | 1,193 ± 0,02%          | ---                   |
| <i>P1</i>     | 1,191 ± 0,02%          | 0,1                   |
| <i>P2</i>     | 1,192 ± 0,04%          | 0,1                   |
| <i>P3</i>     | 1,192 ± 0,02%          | 0,0                   |
| <i>P4</i>     | 1,192 ± 0,02%          | 0,1                   |
| <i>P5</i>     | 1,193 ± 0,06%          | 0,0                   |

\*5PM: 5 placas de alta pureza de 0,10 mm e

PI: placas comerciais de 0,50 mm cada.

Os desvios entre as leituras de kerma no ar fornecidas pela atenuação do feixe para as cinco placas de alta pureza juntas e para cada uma das placas comerciais, apresentaram valor máximo de 0,1%, que pode ser considerado desprezível. Esses resultados somados às justificativas citadas no *item 3.6.1.3*, motivaram a utilização de placas comerciais para determinação da camada semi-redutora.

#### **4.2.1.4. Análise dos dados da atenuação do feixe**

##### **4.2.1.4.1. Ajuste dos pontos**

A TAB. 27 mostra o valor médio com o respectivo desvio padrão da média (DPM) das leituras de kerma no ar realizadas à medida que se acrescenta as vinte e duas placas de alumínio, especificadas no item 3.6.1.6, no caminho do feixe.

Os pontos da atenuação relativa do feixe com a espessura de alumínio podem ser representados em um gráfico e ajustados a uma função matemática conhecida. A FIG. 61 mostra a diferença entre dois ajustes: polinomial de sexta ordem e exponencial.

TABELA 27.

Medidas de kerma no ar para diferentes espessuras de atenuador.

| <b>Esp. Acum.</b><br><b>(mm)</b> | <b>kerma</b><br><b>(mGy)</b> | <b>DPM</b><br><b>(%)</b> | <b>Atenuação relativa</b><br><b>(%)</b> |
|----------------------------------|------------------------------|--------------------------|---|
| 0,0                              | 1,350                        | 0,0                      | 100,0                                   |
| 0,1                              | 1,301                        | 0,0                      | 96,4                                    |
| 0,2                              | 1,257                        | 0,0                      | 93,1                                    |
| 0,3                              | 1,215                        | 0,0                      | 90,0                                    |
| 0,4                              | 1,175                        | 0,0                      | 87,1                                    |
| 0,5                              | 1,136                        | 0,1                      | 84,2                                    |
| 1,0                              | 0,972                        | 0,0                      | 72,0                                    |
| 1,5                              | 0,848                        | 0,0                      | 62,8                                    |
| 2,0                              | 0,748                        | 0,0                      | 55,4                                    |
| 2,5                              | 0,666                        | 0,0                      | 49,3                                    |
| 3,0                              | 0,599                        | 0,0                      | 44,4                                    |
| 3,5                              | 0,542                        | 0,0                      | 40,1                                    |
| 4,0                              | 0,489                        | 0,0                      | 36,2                                    |
| 4,5                              | 0,450                        | 0,0                      | 33,3                                    |
| 5,0                              | 0,413                        | 0,0                      | 30,6                                    |
| 5,5                              | 0,381                        | 0,0                      | 28,2                                    |
| 6,0                              | 0,351                        | 0,0                      | 26,0                                    |
| 6,5                              | 0,326                        | 0,1                      | 24,1                                    |
| 7,0                              | 0,302                        | 0,0                      | 22,4                                    |
| 7,5                              | 0,281                        | 0,1                      | 20,8                                    |
| 8,0                              | 0,262                        | 0,1                      | 19,4                                    |
| 8,5                              | 0,245                        | 0,0                      | 18,1                                    |
| 9,0                              | 0,227                        | 0,1                      | 16,8                                    |

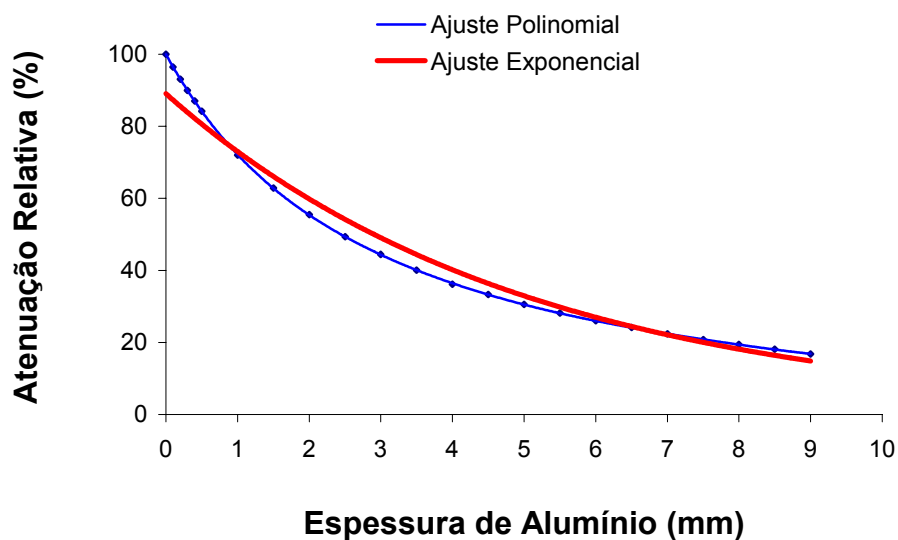


FIGURA 61 - Comparação entre o ajuste polinomial de sexta ordem e ajuste exponencial para vinte e três pontos da atenuação relativa do feixe com a espessura de alumínio.

O valor ótimo da CSR, conforme citado no item 3.6.1.6, foi estimado diretamente de uma curva que se ajustasse bem a todos os pontos lidos. Como mostra a FIG. 61, o comportamento exponencial, normalmente assumido para os pontos, não representa tão bem os mesmos como uma relação polinomial de sexta ordem.

Os coeficientes do polinômio de sexta ordem que melhor se ajustou aos pontos ( $Y = A + B1.X + B2.X^2 + B3.X^3 + B4.X^4 + B5.X^5 + B6.X^6$ ), bem como os coeficientes para um ajuste exponencial, considerando a reta de melhor ajuste em uma escala semi-logarítmica ( $Y = A + B1.X$ ), com seus respectivos erros  $e_i$ , o coeficiente de correlação R e o desvio padrão do ajuste (DP), encontram-se na TAB. 28.

TABELA 28.

Coefficientes da função polinomial e exponencial de melhor ajuste com os respectivos erros, coeficiente de correlação (R) e desvio padrão (DP) do ajuste.

| Parâmetro | Função polinomial |           | Função exponencial |           |
|-----------|-------------------|-----------|--------------------|-----------|
|           | Valor             | Erro      | Valor              | Erro      |
| A         | 9,9959E+1         | 6,2319E-2 | 1,9496             | 1,1841E-2 |
| B1        | -3,6146E+1        | 2,7198E-1 | 8,6341E-2          | 2,4723E-3 |
| B2        | 1,0132E+1         | 2,9398E-1 | ----               | ----      |
| B3        | -2,0649           | 1,2932E-1 | ----               | ----      |
| B4        | 2,6634E-1         | 2,6878E-2 | ----               | ----      |
| B5        | -1,8873E-2        | 2,6303E-3 | ----               | ----      |
| B6        | 5,5336E-4         | 9,7614E-5 | ----               | ----      |
| R         | 9,9999E-1         | -----     | -9,9150E-1         | -----     |
| DP        | 8,6987E-2         | -----     | 3,5159E-2          | -----     |

#### 4.2.1.4.2. Estimativa da CSR

A CSR é determinada resolvendo-se as equações de ajuste, com coeficientes mostrados na TAB. 28, para  $Y = I_0/2$ , ou 50% da dose inicial. Porém, uma questão se apresenta: deve-se considerar como  $I_0$  o valor lido ( $I_{0l}$ ) ou o valor fornecido pela equação de ajuste ( $I_{0e}$ )? A TAB. 29 resume os resultados encontrados para ambos os ajustes e ambas considerações. As incertezas foram estimadas conforme exemplo no *item 4.2.3*.

TABELA 29.

Resultados da CSR para os ajustes polinomial de ordem seis e exponencial.

| CSR (mm Al) |                  |                  |
|-------------|------------------|------------------|
| Ajuste      | $I_{0e}$         | $I_{0l}$         |
| Polinomial  | $2,44 \pm 3,6\%$ | $2,44 \pm 3,6\%$ |
| Exponencial | $3,49 \pm 3,6\%$ | $2,90 \pm 3,6\%$ |

No ajuste polinomial, a consideração de  $I_{0e}$  ou  $I_{0l}$  praticamente não altera os resultados. Porém, no ajuste exponencial, há uma diferença significativa entre ambas considerações. Esses resultados sugerem que para a estimativa de CSR's, considerando ajustes exponenciais para os pontos da atenuação do feixe, deve-se utilizar  $I_{0l}$  ao invés de  $I_{0e}$ , uma vez que o valor da CSR encontrada nesse caso apresentou desvio menor em relação àquela estimada considerando ajuste polinomial de ordem seis para os mesmos pontos, que é o ajuste mais exato.

#### **4.2.1.4.3. Influência do número de pontos varridos**

Um procedimento com muitas medidas ou muitos disparos, não é adequado para fins práticos, uma vez que, além de demandar tempo considerável, provoca certo desgaste no equipamento de raios-X. Visando diminuir o número de medidas, analisaram-se somente, os pontos em intervalos de um milímetro (partindo de  $I_0$  até totalizar 9,00 mm). A FIG. 62 mostra, para os mesmos pontos, a diferença entre os ajustes polinomial de sexta ordem e exponencial. Os coeficientes para as equações de ajuste e os respectivos valores da CSR estão mostradas nas TAB. 30 e 31.

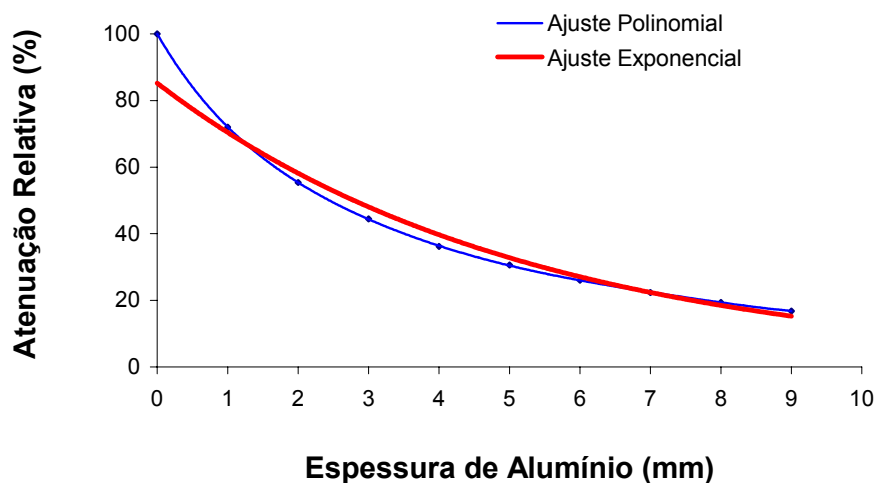


FIGURA 62 - Comparação entre o ajuste polinomial de sexta ordem e ajuste exponencial para dez pontos da atenuação relativa do feixe com a espessura de alumínio (tomados em intervalos de 1,00 mm).

TABELA 30.

Coefficientes da função polinomial e exponencial de melhor ajuste com os respectivos erros, coeficiente de correlação (R) e desvio padrão (DP) do ajuste.

| Parâmetro | Função polinomial |           | Função exponencial |           |
|-----------|-------------------|-----------|--------------------|-----------|
|           | Valor             | Erro      | Valor              | Erro      |
| A         | 9,9992E+1         | 1,4621E-1 | 1,9306             | 2,2333E-2 |
| B1        | -3,6631E+1        | 6,4727E-1 | -8,2965E-2         | 4,1833E-3 |
| B2        | 1,0732E+1         | 7,6462E-1 | ----               | ----      |
| B3        | -2,3401           | 3,4567E-1 | ----               | ----      |
| B4        | 3,2370E-1         | 7,2348E-2 | ----               | ----      |
| B5        | -2,4403E-2        | 7,0734E-3 | ----               | ----      |
| B6        | 7,5327E-4         | 2,6126E-4 | ----               | ----      |
| R         | 9,9999E-1         | -----     | -9,8998E-1         | -----     |
| DP        | 1,4644E-1         | -----     | 3,7997E-2          | -----     |

TABELA 31.

Resultados da CSR para os dois ajustes e ambas considerações de  $I_0$ .

| Ajuste             | CSR (mm Al)      |                  |
|--------------------|------------------|------------------|
|                    | $I_{0e}$         | $I_{0l}$         |
| Ajuste polinomial  | $2,44 \pm 3,6\%$ | $2,44 \pm 3,6\%$ |
| Ajuste exponencial | $3,63 \pm 3,6\%$ | $2,79 \pm 3,7\%$ |

A TAB. 31 mostra que a diminuição do número de pontos varridos não altera o valor da CSR encontrado com o ajuste polinomial. Já para o ajuste exponencial há uma diferença significativa. Essa diferença para a consideração de  $I_{0l}$  mostrou uma variação menor (em relação àquele encontrado considerando o ajuste polinomial) que no caso anterior que considerava a análise de maior número de pontos. Isso indica a possibilidade do ajuste exponencial fornecer valores mais exatos de CSR para a análise de um menor número de pontos da atenuação do feixe, principalmente se esses pontos situarem-se próximos ao valor esperado para a CSR.

#### 4.2.1.4.4. Influência da consideração do ponto, medido sem atenuador, no ajuste

As FIG. 61 e 62 mostram que o primeiro ponto para o arranjo exponencial foge do comportamento dos demais pontos, tendendo a forçar erroneamente o comportamento da curva como um todo. Desse modo, buscou-se verificar os resultados encontrados para a CSR, desconsiderando o primeiro ponto, para ambos os ajustes. A FIG. 63 ilustra tal procedimento e as TAB. 32 e 33 mostram respectivamente, os coeficientes da equação de ajuste para os dois modelos adotados com e sem consideração do primeiro ponto e, os resultados encontrados para a CSR.



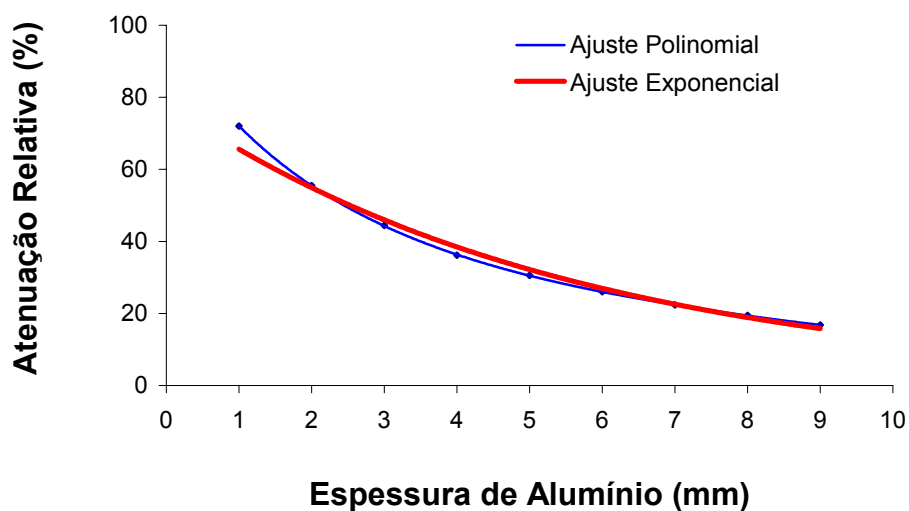


FIGURA 63 - Comparação entre o ajuste polinomial de sexta ordem e ajuste exponencial para nove pontos da atenuação relativa do feixe com a espessura de alumínio (tomados em intervalos de 1,00 mm excluindo-se o primeiro ponto).

TABELA 32.

Coefficientes da função polinomial e exponencial de melhor ajuste com os respectivos erros, coeficiente de correlação (R) e desvio padrão (DP) do ajuste.

| Parâmetro | Função polinomial |           | Função exponencial |           |
|-----------|-------------------|-----------|--------------------|-----------|
|           | Valor             | Erro      | Valor              | Erro      |
| A         | 9,7607E+1         | 2,7083    | 1,8940             | 1,7776E-2 |
| B1        | -3,1895E+1        | 5,4094    | -7,7182E-2         | 3,1589E-3 |
| B2        | 7,4186            | 3,8391    | ----               | ----      |
| B3        | -1,2481           | 1,2888    | ----               | ----      |
| B4        | 1,3979E-1         | 2,2158E-1 | ----               | ----      |
| B5        | -9,0997E-3        | 1,8838E-2 | ----               | ----      |
| B6        | 2,5468E-4         | 6,2694E-4 | ----               | ----      |
| R         | 9,9998E-1         | -----     | -9,9419E+1         | -----     |
| DP        | 1,5217E-1         | -----     | 2,4469E-2          | -----     |

TABELA 33.

Resultados da CSR para os dois ajustes e ambas considerações.

| Ajuste             | CSR (mm Al)      |                  |
|--------------------|------------------|------------------|
|                    | $I_{0e}$         | $I_{0l}$         |
| Ajuste polinomial  | $2,55 \pm 3,6\%$ | $2,44 \pm 3,6\%$ |
| Ajuste exponencial | $3,90 \pm 3,6\%$ | $2,53 \pm 3,7\%$ |

A FIG. 63 e TAB. 32 mostram que para o ajuste polinomial o coeficiente de correlação praticamente não foi alterado, já para o ajuste exponencial houve uma melhora significativa no referido coeficiente. A TAB. 33 mostra que para um ajuste exponencial, tomando como  $I_0$  o valor lido ( $I_{0l}$ ) e desconsiderando o primeiro ponto, o valor da CSR se aproxima bem do valor encontrado para o ajuste polinomial de sexta ordem dos vinte e três pontos (TAB. 29). Isso pode ser explicado pelo fato da hipótese do modelo exponencial adotado para descrever a atenuação dos raios-X ser uma aproximação para feixes monoenergéticos, que não é característica do primeiro ponto analisado, começando a se verificar, no entanto, à medida que se acrescenta atenuadores no caminho do feixe, estreitando o espectro. Desse modo, pode-se concluir que a desconsideração do primeiro ponto, medido sem atenuador, melhora significativamente os resultados da CSR, estimados para ajustes exponenciais dos pontos da atenuação relativa do feixe de raios-X.

#### 4.2.1.4.5. Proposta de uma nova metodologia

Tendo em vista o exposto nos itens anteriores, além do fato da maior facilidade de solução de uma equação exponencial à uma polinomial de ordem seis e buscando diminuir ainda mais o número de disparos no equipamento de raios-X, estudou-se uma nova metodologia para a análise dos pontos. Nessa nova metodologia, analisou-se os quatro pontos na faixa de 2,0 mm a 3,5 mm (faixa provável de se encontrar a CSR), ajustando

exponencialmente os mesmos e considerando como  $I_0$  o valor lido ( $I_{0l}$ ). A FIG. 64 ilustra o ajuste dos pontos e a TAB. 34 mostra os coeficientes da equação.

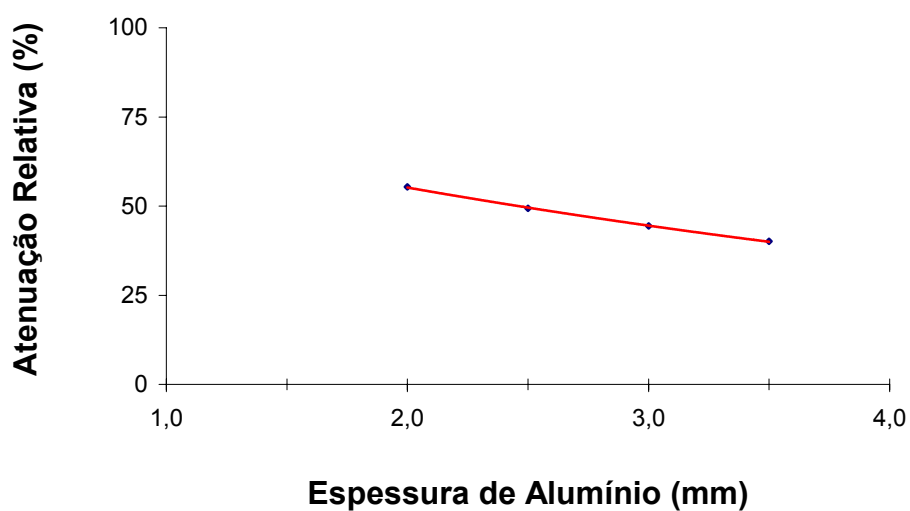


FIGURA 64 - Ajuste exponencial dos pontos da atenuação relativa do feixe com a espessura de alumínio (faixa de 2,00 a 3,50 mm de Al).

TABELA 34.

Coefficientes da função exponencial de melhor ajuste com os respectivos erros, coeficiente de correlação (R) e desvio padrão (DP) do ajuste.

| Parâmetro | Valor      | Erro      |
|-----------|------------|-----------|
| A         | 1,9287     | 5,8276E-3 |
| B         | -9,3368E-2 | 2,0766E-3 |
| R         | -9,9951E-1 | -----     |
| DP        | 2,3218E-3  | -----     |

A CSR calculada conforme a metodologia exposta é  $(2,46 \pm 3,6\%)$  mm de Al. Ou seja, praticamente igual ao valor encontrado considerando um ajuste polinomial de sexta ordem para vinte e três pontos (2,44 mm). Esse resultado motiva uma melhor investigação da metodologia proposta para determinação exata da CSR.

#### 4.2.1.4.6. Confirmação da nova metodologia

Cinco novos ensaios varrendo os mesmos vinte e três pontos iniciais foram realizados para campos de tamanhos diferentes, conforme citado no *item 3.6.1.5*. A TAB. 35 apresenta para cada faixa de tamanho de campo, os valores da CSR para: (a) ajuste polinomial de sexta ordem para os vinte e três pontos iniciais; (b) ajuste exponencial para os quatro pontos na faixa de 2,00 a 3,50 mm de Al. Foi considerado para ambos os ajustes o valor lido de  $I_0$  ( $I_{01}$ ).

TABELA 35.  
CSR encontrada para os diferentes ajustes nos ensaios realizados com diferentes tamanhos de campo.

| CSR                      |                    |                    |
|--------------------------|--------------------|--------------------|
| Campo (cm <sup>2</sup> ) | Ajustes            |                    |
|                          | Polinomial         | Exponencial        |
| 8x8                      | 2,44               | 2,46               |
| 8x8                      | 2,44               | 2,44               |
| 11x11                    | 2,41               | 2,44               |
| 11x11                    | 2,45               | 2,43               |
| 14x14                    | 2,44               | 2,45               |
| 14x14                    | 2,45               | 2,44               |
| <b>Média</b>             | <b>2,44 ± 3,6%</b> | <b>2,44 ± 3,7%</b> |

Os resultados apresentados na TAB. 35 mostram uma pequena variação da CSR com o tamanho do campo de irradiação. Além disso, essa variação mostrou ser um tanto aleatória, não conseguindo-se distinguir a suposta tendência de diminuição da CSR para o campo nulo, mencionada por TROUT et. al. (1960) (*item 2.3.1*), consequência da condição de espalhamento nulo. Porém, a comparação dos resultados encontrados para ambos os ajustes mostrou ser totalmente desprezível, atestando, dessa forma, a validade da nova metodologia empregada para uma determinação exata da camada semi-redutora.

#### 4.2.1.4.7. Avaliação da metodologia adotada pelo IRD

A metodologia adotada pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear (IRD/CNEN), para determinação da CSR, apresentada no *item 3.6.1.5*, foi avaliada. A TAB. 36 apresenta os valores para a CSR encontrada em seis ensaios realizados somente com os cinco pontos de interesse ( $I_0$ , 2,00; 2,50; 3,00 e 3,50 mm de Al), analisando os dados conforme a metodologia presente e àquela adotada pelo IRD.

TABELA 36.

Valores encontrados para a CSR nos seis ensaios realizados com os cinco pontos de interesse para diferentes tamanhos de campo, conforme metodologia presente e do IRD.

| Campo (cm <sup>2</sup> ) | CSR (mm de Al)     |                    |
|--------------------------|--------------------|--------------------|
|                          | Metodologia        |                    |
|                          | Presente           | IRD                |
| 8x8                      | 2,43               | 2,54               |
| 8x8                      | 2,44               | 2,55               |
| 11x11                    | 2,44               | 2,54               |
| 11x11                    | 2,44               | 2,54               |
| 14x14                    | 2,43               | 2,54               |
| 14x14                    | 2,44               | 2,54               |
| <b>Média</b>             | <b>2,44 ± 3,7%</b> | <b>2,54 ± 7,2%</b> |

A metodologia proposta pelo IRD mostrou-se inviável porque além de fornecer um valor para a CSR 4,1% maior que aquele encontrado considerando a metodologia proposta no presente trabalho, apresentou também uma incerteza elevada, decorrente da análise de somente dois pontos.

#### **4.2.2. Fatores de influência na determinação da CSR**

Os ensaios realizados para se verificar a influência de alguns parâmetros como: geometria, volume das câmaras, meio espalhador e tipo de detector, na determinação da CSR, são apresentados nos itens a seguir, conforme metodologia descrita no *item 3.6.2*.

##### **4.2.2.1. Influência da geometria**

Os resultados dos ensaios realizados para verificação da influência da geometria na determinação da CSR, são apresentados na TAB. 37. Para cada condição ensaiada, descrita no *item 3.6.2.1*, é apresentado o valor médio (de três ensaios) encontrado para a CSR com o respectivo desvio em relação ao valor encontrado com condição de geometria ótima (DFC = 100 cm; DFP = 50 cm), em destaque na tabela.

TABELA 37.

CSR para diferentes condições de geometria, com o respectivo desvio em relação à condição ótima. A incerteza em todos os casos foi de 3,6% (Técnica 80 kV, 200 mA, 20 mA.s).

| <b>DFC<br/>(cm)</b> | <b>DFP<br/>(cm)</b> | <b>CSR<br/>(mm Al)</b> | <b>Desvio<br/>(%)</b> |
|---------------------|---------------------|------------------------|-----------------------|
| 100                 | 70                  | 2,49                   | 2,1                   |
| 100                 | 60                  | 2,49                   | 2,1                   |
| 100                 | 50                  | 2,44                   | ---                   |
| 100                 | 40                  | 2,43                   | -0,4                  |
| 100                 | 30                  | 2,43                   | -0,4                  |
| 90                  | 70                  | 2,50                   | 2,5                   |
| 90                  | 60                  | 2,48                   | 1,6                   |
| 90                  | 50                  | 2,47                   | 1,2                   |
| 90                  | 30                  | 2,46                   | 0,8                   |
| 80                  | 70                  | 2,54                   | 4,1                   |
| 80                  | 60                  | 2,47                   | 1,2                   |
| 80                  | 50                  | 2,46                   | 0,8                   |
| 80                  | 40                  | 2,44                   | 0,0                   |
| 80                  | 30                  | 2,44                   | 0,0                   |
| 70                  | 60                  | 2,54                   | 4,1                   |
| 70                  | 50                  | 2,47                   | 1,2                   |
| 70                  | 40                  | 2,43                   | -0,4                  |
| 70                  | 30                  | 2,41                   | -1,2                  |
| 60                  | 50                  | 2,51                   | 2,9                   |
| 60                  | 40                  | 2,44                   | 0,0                   |
| 60                  | 30                  | 2,41                   | -1,2                  |
| 50                  | 40                  | 2,48                   | 1,6                   |
| 50                  | 30                  | 2,42                   | -0,8                  |
| 40                  | 30                  | 2,49                   | 2,1                   |

A TAB. 37 mostra que para uma mesma distância foco-câmara (DFC), as CSR's encontradas tendem a diminuir à medida que a distância foco-placas (DFP) diminui em relação à distância placas-câmara (DPC), apresentando desvio máximo de 4,1% quando essa relação é máxima (ou  $DPC = 10$  cm). Nesse caso, fica claro a influência do espalhamento na superestimativa da CSR.

A TAB. 37 permite também deduzir que a determinação da CSR pode ser feita com boa exatidão para DFC's de 50 a 100 cm e relação DFP/DPC entre 50% e 30%. Essa dedução para distâncias menores que 70 cm, contradiz as recomendações de TROUT et. al. (1960) e da maioria dos protocolos estudados (IRD, 2000; IEE, 1999; AAPM, 1985). Uma explicação que poderia ser dada para esse fato é que o clássico trabalho de TROUT et. al. (1960), a qual se baseia também os referidos protocolos, foi feito para raios-X da ordem de 250 kV (fins de terapia), cerca de três vezes superior ao estudado nos presentes ensaios (80 kV). Ou seja, para esta faixa de energia a influência do espalhamento tende a ser menor, não afetando significativamente os resultados. Outra explicação seria as diferentes características dos geradores e câmaras utilizadas no trabalho de TROUT et. al. (1960) e no presente trabalho, consequência do avanço tecnológico ocorrido nas últimas quatro décadas.

#### **4.2.2.2. Influência do volume das câmaras de ionização**

Os valores encontrados para a CSR nos ensaios realizados com as câmaras de ionização e eletrômetros descritos no *item 3.6.2.2* são apresentados na TAB. 38. Da mesma forma que na TAB. 37, os desvios em relação ao valor ótimo para as CSR's encontradas com cada câmara são apresentados.



TABELA 38.

CSR's para câmaras de diferentes volumes, acopladas aos eletrômetros RADCAL/MDH modelos 3036 e 9010.

| <b>Eletrômetro</b> | <b>Câmara</b>   | <b>CSR<br/>(mm Al)</b> | <b>Desvio<br/>(%)</b> |
|--------------------|-----------------|------------------------|-----------------------|
| <b>9010</b>        | <b>10X5-6</b>   | 2,44 ± 3,7%            | ---                   |
|                    | <b>10X5-60</b>  | 2,50 ± 4,4%            | 2,5                   |
|                    | <b>10X5-180</b> | 2,58 ± 5,4%            | 5,7                   |
| <b>3036</b>        | <b>10X5-6</b>   | 2,43 ± 3,7%            | -0,4                  |
|                    | <b>30X6-11</b>  | 2,52 ± 4,4%            | 3,3                   |
|                    | <b>10X5-60</b>  | 2,70 ± 4,4%            | 10,7                  |
|                    | <b>10X5-180</b> | 4,13 ± 5,4%            | 65,2                  |

A TAB. 38 mostra que para ambos os eletrômetros, à medida que se aumenta o volume das câmaras, o valor da CSR aumenta; isto era esperado, devido a maior sensibilidade ao espalhamento das câmaras de maior volume. Outra observação que pode ser feita é que o mesmo aumento é mais significativo para o eletrômetro RADCAL/MDH modelo 3036, apresentando um acréscimo abrupto para a câmara 10X5-180. Essas diferenças encontradas para os dois eletrômetros eram esperadas, uma vez que o eletrômetro 9010 possui uma eletrônica mais sofisticada que o modelo 3036. O modelo 9010 possui um conversor corrente-frequência que diminui a influência das perdas de sinal causadas pelo ruído. Esse conversor mede a corrente causada pela ionização do ar na câmara e gera um pulso elétrico baseado na quantidade de corrente (quanto maior a corrente maior a frequência do pulso emitido). Os pulsos são lidos por um contador que mede a intensidade dos mesmos em um dado intervalo de tempo, sendo a amplitude desses pulsos muito maiores que a amplitude do ruído do cabo. No eletrômetro 3036, que não possui esse conversor, a influência do ruído será mais sentida, principalmente para câmaras

de maior volume, como a 10X5-180, que geram uma quantidade muito grande de corrente, quando colocada diretamente sobre o feixe primário. Esses motivos somados às limitações impostas pelo adaptador 30A6 e a maior exatidão nas leituras e calibração do eletrômetro 9010 em relação ao 3036 (TAB. 7, 8 e 9) podem explicar as diferenças encontradas na TAB. 38.

O que se conclui no presente item é que o conjunto eletrômetro-volume das câmaras de ionização influem significativamente na determinação da CSR, sugerindo-se utilizar sempre câmaras de pequeno volume (para diminuir a influência do espalhamento), acopladas à eletrômetros com eletrônica apropriada, para diminuir os erros decorrentes principalmente do ruído.

#### **4.2.2.3. Influência dos meios espalhadores**

Os resultados dos ensaios realizados para a verificação da influência dos meios espalhadores na determinação da CSR, são apresentados na TAB. 39. É apresentado para cada câmara, posicionada sobre cada meio espalhador, o valor médio (de três medidas) estimado para a CSR, com os respectivos desvios: (a) em relação ao valor encontrado com a mesma câmara posicionada no ar (Desv.1) e (b) em relação à condição ótima (Desv.2). A metodologia para a realização dos experimentos está descrita no *item 3.2.2.3*.

TABELA 39.

CSR's para as câmaras de diferentes volumes, acopladas aos eletrômetros 3036 e 9010 para diferentes meios espalhadores.

| <b>Eletrômetro</b> | <b>Câmara</b>   | <b>Meio</b>   | <b>CSR<br/>(mm Al)</b> | <b>Desv.1<br/>(%)</b> | <b>Desv.2<br/>(%)</b> |
|--------------------|-----------------|---------------|------------------------|-----------------------|-----------------------|
| <b>9010</b>        | <b>10X5-6</b>   | <i>Ar</i>     | 2,44 ± 3,7%            | ---                   | ---                   |
|                    | <b>10X5-6</b>   | <i>Chumbo</i> | 2,43 ± 3,7%            | 0,4                   | -0,4                  |
|                    | <b>10X5-6</b>   | <i>Papel</i>  | 2,54 ± 3,7%            | 4,1                   | 4,1                   |
|                    | <b>10X5-6</b>   | <i>Mesa</i>   | 2,46 ± 3,7%            | 0,8                   | 0,8                   |
|                    | <b>10X5-60</b>  | <i>Ar</i>     | 2,50 ± 4,4%            | ---                   | 2,5                   |
|                    | <b>10X5-60</b>  | <i>Chumbo</i> | 2,47 ± 4,4%            | -1,2                  | 1,2                   |
|                    | <b>10X5-60</b>  | <i>Papel</i>  | 2,63 ± 4,4%            | 5,2                   | 7,8                   |
|                    | <b>10X5-60</b>  | <i>Mesa</i>   | 2,54 ± 4,4%            | 1,6                   | 4,1                   |
|                    | <b>10X5-180</b> | <i>Ar</i>     | 2,58 ± 5,4%            | ---                   | 5,7                   |
|                    | <b>10X5-180</b> | <i>Chumbo</i> | 2,59 ± 5,4%            | 0,4                   | 6,2                   |
|                    | <b>10X5-180</b> | <i>Papel</i>  | 2,72 ± 5,4%            | 5,4                   | 11,5                  |
|                    | <b>3036</b>     | <b>10X5-6</b> | <i>Ar</i>              | 2,43 ± 3,7%           | ---                   |
| <b>10X5-6</b>      |                 | <i>Chumbo</i> | 2,40 ± 3,7%            | 1,3                   | 1,3                   |
| <b>10X5-6</b>      |                 | <i>Papel</i>  | 2,55 ± 3,7%            | 4,9                   | 4,9                   |
| <b>10X5-6</b>      |                 | <i>Mesa</i>   | 2,46 ± 4,4%            | 1,2                   | 1,2                   |
| <b>30X6-11</b>     |                 | <i>Ar</i>     | 2,52 ± 4,4%            | ---                   | 3,7                   |
| <b>30X6-11</b>     |                 | <i>Chumbo</i> | 2,51 ± 4,4%            | -0,4                  | 3,3                   |
| <b>30X6-11</b>     |                 | <i>Papel</i>  | 2,58 ± 4,4%            | 2,4                   | 6,2                   |
| <b>30X6-11</b>     |                 | <i>Mesa</i>   | 2,54 ± 4,4%            | 0,8                   | 4,5                   |
| <b>30X6-11*</b>    |                 | <i>Mesa</i>   | 2,53 ± 4,4%            | 0,4                   | 4,1                   |
| <b>30X6-11*</b>    |                 | <i>Chumbo</i> | 2,53 ± 4,4%            | 0,4                   | 4,1                   |
| <b>30X6-11*</b>    |                 | <i>Mesa**</i> | 2,78 ± 4,4%            | 10,3                  | 14,4                  |
| <b>10X5-60</b>     |                 | <i>Ar</i>     | 2,69 ± 4,4%            | ---                   | 10,7                  |
| <b>10X5-60</b>     |                 | <i>Chumbo</i> | 2,65 ± 4,4%            | -1,5                  | 9,1                   |
| <b>10X5-60</b>     |                 | <i>Papel</i>  | 2,87 ± 4,4%            | 6,7                   | 18,1                  |
| <b>10X5-60</b>     |                 | <i>Mesa</i>   | 2,73 ± 4,4%            | 1,5                   | 12,4                  |
| <b>10X5-180</b>    |                 | <i>Ar</i>     | 4,15 ± 5,4%            | ---                   | 70,8                  |
| <b>10X5-180</b>    |                 | <i>Chumbo</i> | 4,18 ± 5,4%            | 0,7                   | 72,0                  |
| <b>10X5-180</b>    |                 | <i>Papel</i>  | 4,83 ± 5,4%            | 16,4                  | 98,8                  |

\*Câmara interna do eletrômetro RADCAL/MDH 3036.

\*\*Placas de alumínio posicionadas diretamente sobre a câmara interna do eletrômetro.

Os resultados mostram que o chumbo colocado abaixo das câmaras diminuiu o valor da CSR para as câmaras 10X5-6, 10X5-60 e 30X6-11, acopladas a ambos os eletrômetros, evidenciando uma diminuição da radiação espalhada detectada pelo dosímetro. Isso pode ser explicado pelo elevado número atômico do chumbo, que para a faixa de energia estudada, favorece a supremacia do efeito fotoelétrico sobre o espalhamento Compton, diminuindo assim, a quantidade de radiação espalhada sobre o detector. A câmara 10X5-180 não apresentou uma diminuição no valor da CSR quando posicionada sobre o chumbo, porém, o desvio (Desv.1) encontrado para ambos os eletrômetros foi muito pequeno, o que já é uma constatação da diminuição do espalhamento causada pelo chumbo, dado à altíssima sensibilidade da mesma câmara.

Os resultados também mostram um aumento dos valores estimados para a CSR, com as câmaras posicionadas sobre camadas de papel, o que evidencia também a influência do espalhamento na superestimativa da CSR. Além disso, pode-se constatar que esse aumento torna-se mais significativo à medida que se aumenta o volume da câmara de ionização, o que é bem razoável, devido à maior sensibilidade das câmaras de maior volume. A exceção à regra anterior é a câmara 30X6-11 que apresentou um desvio (Desv.1) menor comparado à câmara 10X5-6 quando acopladas ao eletrômetro 3036. Isso sugere uma influência do adaptador 30A6 do eletrômetro 3036, uma vez que a câmara 30X6-11 não utiliza esse dispositivo, sendo conectada diretamente ao eletrômetro.

As CSR's encontradas para as câmaras posicionadas sobre a mesa de exames mostraram um pequeno aumento, sensivelmente menor que aquele encontrado para as mesmas câmaras posicionadas sobre camadas de papel. Isso mostra a influência da densidade do meio espalhador na quantidade de radiação espalhada detectada pelo dosímetro, uma vez que pode-se considerar que a região da mesa de exames utilizada para

posicionar a câmara possui densidade intermediária entre os blocos de chumbo e as camadas de papel. Outra observação importante é a que o pequeno aumento constatado no valor da CSR é mais significativo para a câmara 10X5-60 que para a câmara 10X5-6 para ambos os eletrômetros, e, que, a câmara 30X6-11, que deveria possuir um desvio Desv.1 maior que a câmara 10X5-6 (por possuir volume intermediário entre as duas câmaras anteriores), não seguiu essa tendência. Isso tudo reafirma as explicações dadas no parágrafo anterior para o posicionamento das câmaras em camadas de papel.

Diante do exposto nesse item conclui-se basicamente que: (a) a utilização de blocos de chumbo abaixo das câmaras de ionização é uma excelente alternativa para diminuir a influência do espalhamento na determinação da CSR; (b) a utilização de uma câmara de pequeno volume ( $\leq 6 \text{ cm}^3$ ) posicionada sobre a mesa de exames ou sobre os mesmos blocos de chumbo fornece resultados confiáveis para determinação da camada semi-redutora.

#### **4.2.2.4. Influência do tipo de detector**

Os resultados dos ensaios realizados para verificação da influência do tipo de detector na determinação da camada semi-redutora são apresentados nesse item. Nesse sentido, a TAB. 40 resume os valores médios encontrados para a CSR, utilizando canetas dosimétricas e dosímetros termoluminescentes, posicionados no ar e sobre alguns meios espalhadores, com os respectivos desvios de cada um em relação à condição ótima. A FIG. 65 apresenta curvas de atenuação encontradas para um ensaio realizado com cada dosímetro (caneta dosimétrica, TLD's e câmara de ionização) posicionados no ar, a fim de se comparar a influência da dependência energética para cada um.

TABELA 40.

CSR's determinadas com canetas dosimétricas e TLD's posicionados sobre diferentes meios espalhadores.

| Dosímetro                     | Meio   | CSR<br>(mm Al)    | Desvio<br>(%) |
|-------------------------------|--------|-------------------|---------------|
| <b>Condição ótima</b>         |        | $2,44 \pm 3,7\%$  | ----          |
| <b>Caneta<br/>dosimétrica</b> | Ar     | $2,76 \pm 17,4\%$ | 13,1          |
|                               | Chumbo | $2,71 \pm 17,4\%$ | 11,1          |
|                               | Papel  | $3,16 \pm 17,5\%$ | 29,5          |
|                               | Mesa   | $3,07 \pm 17,4\%$ | 25,8          |
| <b>TLD</b>                    | Ar     | $2,38 \pm 10,2\%$ | -2,5          |
|                               | Chumbo | $2,52 \pm 10,1\%$ | 3,3           |
|                               | Papel  | $2,66 \pm 10,2\%$ | 9,0           |

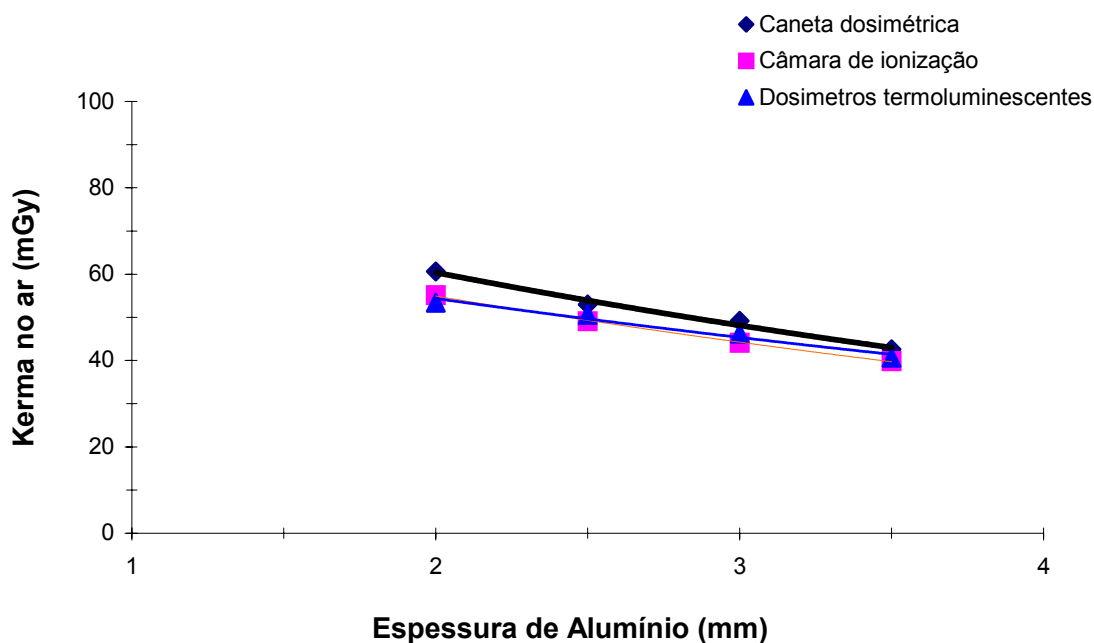


FIGURA 65 - Comparação das curvas de atenuação encontradas em um ensaio para os diferentes dosímetros.

Os resultados mostram que, os valores encontrados para a CSR utilizando canetas dosimétricas e TLD's apresentaram uma incerteza elevada. A razão dessa elevada incerteza para ambos os dosímetros foi principalmente a maior dependência energética comparada à da câmara de ionização. À caneta soma-se ainda, a contribuição da resolução de 10 mR ou 0,1 mGy. Aos dosímetros termoluminescentes atribui-se também a elevada incerteza à grande flutuação estatística encontrada para a CSR, consequência do pequeno número de ensaios realizados.

Outra observação importante é que os valores encontrados para a CSR, utilizando canetas dosimétricas posicionadas no ar, foram maiores que aqueles encontrados para a câmara de ionização nas mesmas condições (valor ótimo). Isso pode ser explicado comparando-se o primeiro ponto da curva de atenuação  $I_2$  ( $I_2$ : intensidade do feixe após adicionado filtro de 2,00 mm de Al) mostrada na FIG. 65, para a caneta dosimétrica e câmara de ionização. A câmara possui uma relação  $I_0/I_2$  maior que a caneta; ou seja, quando o feixe foi filtrado, uma parte da radiação de baixa energia foi eliminada e portanto, a câmara deixou de “perceber” essa radiação, apresentando uma relação  $I_0/I_2$  maior que a caneta que, por possuir uma maior dependência energética, era indiferente à radiações de baixas energias. Isso alterou a curva de atenuação, conforme mostrada na FIG. 65, superestimando o valor da CSR. Ainda sobre a caneta dosimétrica, pôde-se perceber a influência do chumbo para diminuição no valor encontrado para a CSR, consequência da diminuição da influência da radiação espalhada, verificada nos ensaios realizados com as câmaras de ionização.

A discussão dos resultados encontrados para os dosímetros termoluminescentes deve ser de caráter limitado, devido às grandes flutuações estatísticas mencionadas. Porém, o que se pode comentar é que, pelos mesmos motivos alegados para a caneta dosimétrica, a

CSR para o grupo de TLD's posicionados no ar deveria ser maior que aquela determinada com a câmara de ionização, o que não se verificou. Porém, a influência da dependência energética pode ser percebida de outra forma mais sutil, notada pela pequena diferença de inclinação da curva de atenuação para os TLD's comparados à câmara. Nota-se que relação  $I_2/I_{3,5}$  para os TLD's é menor que aquela encontrada para a câmara; ou seja, como um acréscimo de filtração de 1,5 mm de Al diminui muito pouco a energia efetiva do feixe, ou o número de fótons de menor energia do espectro, os TLD's, que possuem maior dependência energética, irão perceber menos essa variação na energia, apresentando, portanto, uma curva de atenuação menos inclinada que a da câmara de ionização. Deve-se considerar também que a dependência energética do grupo de TLD's ensaiados não foi tão significativamente maior que da câmara (*item 4.1.2*). O que, somado às grandes flutuações estatísticas encontradas, dificultam a verificação da influência dessa dependência na determinação da CSR utilizando TLD's.

O que se conclui desse item é que não se deve utilizar canetas dosimétricas para determinação da CSR, devido às elevadas incertezas nos valores medidos decorrentes principalmente da elevada dependência energética. No caso dos TLD's, não se recomenda também a sua utilização para a determinação da CSR, devido: (a) a magnitude das incertezas decorrentes da alta sensibilidade dos mesmos à tratamentos térmicos, manuseio e contaminação química; (b) maior dependência energética; (c) dificuldades práticas e econômicas.



### 4.2.3. Exemplo da estimativa da incerteza na medida da CSR

Nesse item é apresentado um exemplo da estimativa da incerteza na medida da CSR determinada pela análise de vinte e três pontos da curva de atenuação, no ensaio realizado com a câmara 10X5-6 acoplada ao eletrômetro RADCAL/MDH modelo 9010, técnica radiográfica 80 kV, 20 mA.s e 200 mA, mostrado no *item 4.2.1.4.1*.

#### 4.2.3.1. Incerteza do tipo A

A incerteza do tipo A para a CSR determinada no referido ensaio foi considerada como sendo a incerteza no ajuste dos pontos. Como o ajuste polinomial apresentou um coeficiente de correlação R, muito próximo de um, a incerteza devida a esse ajuste foi considerada desprezível. Já, o ajuste exponencial a incerteza para ambas considerações de  $I_0$  foi calculada conforme o exemplo que se segue.

##### (a) Incerteza no ajuste exponencial

No ajuste exponencial a equação de ajuste pela TAB. 28 é:

$$Y = A + B1.X = 1,9496 - 8,6341.10^{-2}.X$$

Então aplicando a EQ. 2.30, tem-se:

$$u^2(Y) = u^2(A) + X^2.u^2(B1) + 2.X.u(A).u(B1).r(A, B1)$$

Pela TAB. 28:  $u(A) = 1,1841.10^{-2}$

$$u(B1) = 2,4723.10^{-3}$$

$$r(A, B1) = -9,9150.10^{-1}$$

Então:  $u(3,49) = \sqrt{u^2(3,49)} = 3,473.10^{-3} \text{ mm}$

$$u(2,90) = \sqrt{u^2(2,90)} = 4,823.10^{-3} \text{ mm}$$

Ou seja, os valores para a CSR com a devida incerteza do ajuste para ambas considerações de  $I_0$  são:  $CSR = 3,49 \pm 0,1\% \text{ mm de Al}$  e

$$CSR = 2,90 \pm 0,2\% \text{ mm de Al}$$

#### 4.2.3.2. Incerteza do tipo B

Para a determinação da incerteza do tipo B considerou-se as contribuições da geometria, dosimetria e atenuadores.

##### (a) Contribuição da geometria

A contribuição da geometria  $u(\text{geometria})$  leva em consideração o erro no posicionamento da câmara na distância especificada. Como se trata de medidas relativas, a contribuição do posicionamento será mínima. Dessa forma, adotou-se uma variação máxima de 0,5% nas medidas, decorrentes do posicionamento incorreto da câmara. Considerando uma distribuição de probabilidades retangular:

$$u(\text{geometria}) = 0,50\% / \sqrt{3} = 0,29\%$$

##### (b) Contribuição da dosimetria

A contribuição da dosimetria leva em consideração a incerteza no fator de correção temperatura e pressão, utilizada pelo dosímetro, bem como a incerteza devido à calibração, resolução e dependência energética.

- Correção de temperatura e pressão:

Considerando que o erro no fator de correção de temperatura e pressão afete o valor da CSR no máximo 0,5%, pelos mesmos motivos alegados anteriormente para a geometria, e considerando uma distribuição de probabilidades retangular, tem-se também:

$$u(\text{calibração}) = \frac{0,50\%}{\sqrt{3}} = 0,29\%$$

- Resolução do dosímetro

Pela FIG. 18, a resolução para a câmara 10X5-6 é  $\delta x = 0,01 \mu\text{Gy}$ . Logo (ABNT, 1998):

$$u(\text{resolução}) = \sqrt{(u^2(\text{resolução}))} = \sqrt{\frac{1}{12} \delta x^2} = \sqrt{\frac{1}{12} \cdot 0,01^2} = 2,89 \cdot 10^{-3} \mu\text{Gy}$$

Como a menor leitura de kerma no ar foi  $k = 280 \text{ mGy}$ , então:

$$u(\text{resolução}) = 1,03 \cdot 10^{-3}\%$$

- Calibração

Pela FIG. 18 a exatidão na calibração da câmara é de  $\pm 3\%$ . Considerando que essa imprecisão afete a medida no máximo 0,5% (pelos mesmos motivos alegados anteriormente) e supondo uma distribuição de probabilidades retangular:

$$u(\text{calibração}) = \frac{0,50\%}{\sqrt{3}} = 0,29\%$$

- Dependência energética

Pela FIG. 19 há uma variação máxima de 2% para a faixa de energia de 10 a 80 keV. Considerando uma distribuição de probabilidades retangular tem-se:

$$u(\text{dep. energ.}) = \frac{2\%}{\sqrt{3}} = 1,15\%$$

- Atenuadores

Quanto aos atenuadores há de se considerar a incerteza devido à imprecisão na espessura das placas e a incerteza devido à pureza.

- Imprecisão na espessura

Considerando um erro máximo de 2% na CSR devido a erros na espessura dos atenuadores, e uma distribuição de probabilidades retangular, tem-se:

$$u(esp.) = \frac{2\%}{\sqrt{3}} = 1,15\%$$

- Imprecisão na pureza

Considerando um erro de 1% devido a espessura de alumínio, tem-se:

$$u(pureza) = \frac{1\%}{\sqrt{3}} = 0,57\%$$

#### 4.2.3.3. Incerteza expandida

A incerteza expandida foi calculada considerando  $k=2$  para um intervalo com nível da confiança de 95%:

$$U(CSR = 3,49) = 2.Uc$$

$$Uc = \sqrt{(0,1)^2 + (0,29)^2 + (0,29)^2 + (1,03 \cdot 10^{-3})^2 + (0,29)^2 + (1,15)^2 + (1,15)^2 + (0,57)^2}$$

$$U(CSR = 3,49) = 3,6\%$$

$$Uc = \sqrt{(0,2)^2 + (0,29)^2 + (0,29)^2 + (1,03 \cdot 10^{-3})^2 + (0,29)^2 + (1,15)^2 + (1,15)^2 + (0,57)^2}$$

$$U(CSR = 2,90) = 3,6\%$$

#### 4.2.4. Conformidade das CSR's encontradas com a Portaria 453

Esse item apresenta os resultados encontrados para a CSR com as tensões de pico 60, 100 e 110 kV (nominal), com vista a verificar a conformidade dos valores encontrados com aqueles estabelecidos pela SVS (1998). A TAB. 41 mostra para as tensões de 60, 80, 100 e 110 kV (com seus respectivos valores medidos) o valor médio encontrado para a CSR. A FIG. 66 ilustra a relação CSR X Tensão de pico, para os valores estabelecidos pela SVS (1998) em comparação aos valores estimados no presente trabalho (CSR X Tensão medida).

TABELA 41.  
CSR's para diferentes tensões de pico.

| Tensão Nominal<br>(kV) | Tensão Medida<br>(kV) | CSR<br>(mm) |
|------------------------|-----------------------|-------------|
| 60                     | 59,4                  | 1,87 ± 3,7% |
| 80                     | 78,4                  | 2,44 ± 3,7% |
| 100                    | 98,4                  | 3,06 ± 3,7% |
| 110                    | 108,1                 | 3,34 ± 3,7% |

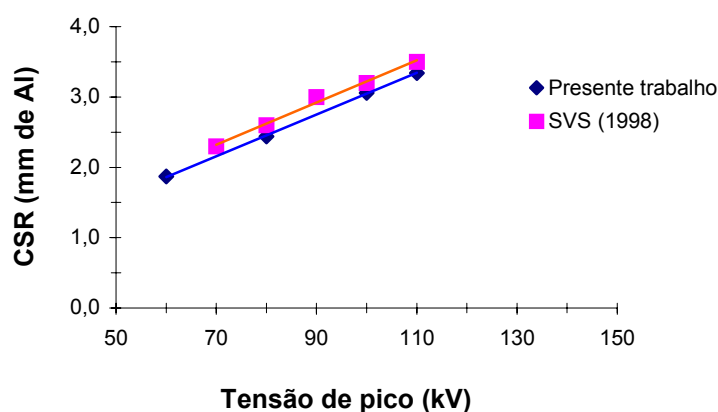


FIGURA 66 - Relação entre a CSR e tensão de pico para os padrões estabelecidos pela SVS (1998) e resultados encontrados no presente trabalho.

A equação da reta de melhor ajuste ( $R=0,9998$ ) para os dados obtidos no presente trabalho é:

$$CSR = 2,961 \cdot 10^{-2} \cdot kV(\text{medido}) + 8,661 \cdot 10^{-2} \quad (4.4)$$

Essa equação permite determinar com boa exatidão, os valores de CSR para a faixa de tensão de 60 a 110 kV, para o equipamento em questão.

A TAB. 41 analisada conjuntamente com a TAB. 5 (*item 2.3.5*) mostra que os valores encontrados para a CSR para as tensões medidas 78,4; 98,4 e 108,1 kV (calculados pela EQ. 4.4), situaram-se abaixo do mínimo especificado pela SVS (1998) (valores calculados por interpolação). Para a tensão de 59,4 kV, foi feita uma extrapolação dos valores fornecidos pela SVS (1998), encontrando um valor mínimo de 1,98 mm de Al. Ou seja, acima do valor encontrado no presente trabalho (1,84 mm de Al, extrapolado da EQ. 4.4). Apesar dos valores encontrados para a CSR situarem-se abaixo do mínimo especificado pela SVS (1998), para todas as faixas de tensões analisadas, as incertezas encontradas ( $\approx 4\%$ ) dão margem para a aceitação do equipamento.

## 5. CONCLUSÕES

O presente trabalho mostrou a viabilidade de um procedimento prático para a determinação da CSR. Esse procedimento, a partir dos resultados encontrados, pode assim ser resumido:

- Utilização de uma câmara de ionização de pequeno volume ( $\leq 6 \text{ cm}^3$ ) e dependência energética inferior a 5% para a realização das medidas de kerma no ar, posicionando a mesma a uma distância de 70 a 100 cm do foco e distância mínima de 30 cm de meios espalhadores (ou então sobre blocos de chumbo);
- Utilização de placas de alumínio comerciais posicionadas a uma distância do foco de 30 a 50% da DFC empregada;
- Ajustar um pequeno campo de irradiação que cubra totalmente o volume da câmara de ionização;
- Adotar uma tensão de pico de 80 a 90 kV, uma carga de 20 mA.s e corrente entre 200 e 400 mA, recomendando-se realizar o teste da reprodutibilidade do kerma no ar para a escolha da combinação corrente e tempo de exposição mais reprodutíveis;
- Realizar três leituras de kerma no ar para cada espessura de atenuador, partindo de  $I_0$  (medida sem atenuador) e variando as espessuras para 2,00; 2,50; 3,00 e 3,50 mm de Al;
- Ajustar exponencialmente os quatro pontos (de 2,00 a 3,50 mm de Al) encontrando a equação de ajuste. Resolver a equação substituindo o valor de  $I_0$  fornecido pela equação pelo valor lido;

- O valor encontrado para a CSR deve ser superior aos valores mínimos estipulados pela SVS (1998) dentro de uma faixa de até 5%.

Os resultados para o teste da CSR atestaram a confiabilidade do procedimento prático adotado para a realização das medidas, mostrando também as grandes discrepâncias decorrentes da adoção de metodologias impróprias para sua estimativa. Isso tudo afirma a necessidade de se fixar os parâmetros que possam ter influência direta nas medidas, bem como estabelecer um procedimento padrão para a realização do teste.

O presente trabalho mostrou os passos básicos para se realizar uma análise crítica de um teste de controle de qualidade em radiodiagnóstico, através do exemplo do teste da camada semi-redutora (CSR).

O trabalho afirma a necessidade de se realizar tal análise crítica para todos os testes de controle de qualidade estabelecidos pela SVS (1998), de maneira a padronizar os procedimentos para realização de cada teste, contribuindo assim para uma melhor análise dos padrões de desempenho a serem empregados, de acordo com a realidade do país.



## 6. REFERÊNCIAS

- AAPM. American Association of Physicists in Medicine. Quality Assurance in Diagnostic Radiology. Medical Physics Monograph No 4, 1980.
- AAPM. American Association of Physicists in Medicine. Performance Acceptance Testing for X-Ray Generators and Automatic Exposure Control Devices. AAPM Report No 14, 1985.
- AAPM. American Association of Physicists in Medicine. Protocols for the radiation safety surveys of diagnostic radiological equipment. AAPM Report No 25, 1988.
- ABNT, INMETRO, SBM. Associação Brasileira de Normas Técnicas, Sociedade Brasileira de Metrologia. Guia para Expressão da Incerteza de Medição. Segunda edição brasileira do "Guide to the expression of uncertainty in measurement". BIPM, IEC, ISO, IUPAC, IUPAP e OIML, 1998.
- ALCAN. ALCAN Alumínio do Brasil LTDA. Chapas Alcan. [s.d.]
- ARDRAN, G. M., CROOKS, H. E. Checking diagnostic X-ray beam quality. *British Journal of Radiology*, v. 41, n.483, p. 193-198, 1968.
- ARDRAN, G. M., CROOKS, H. E. The measurement of inherent filtration in diagnostic X-ray tubes and the effect of target angle on X-ray quality. *British Journal of Radiology*, v. 45, n. 536, p. 599-602, 1972.
- BAORONG, Y., KRAMER, H. M., SELBACH, H. J., LANGE, B. Experimental determination of practical peak voltage. *British Journal of Radiology*, v. 73, n. ???, p. 641-649, 2000.
- BIRCH, R., MARSHALL, M. Computation of bremsstrahlung X-ray spectra and comparison with spectra measured with Ge(Li) detector. *Physics in Medicine and Biology*, v. 24, p.505-509, 1979.
- BURKE, K., SUTTON, D. Optimization and deconvolution of lithium fluoride TLD-100 in diagnostic radiology. *British Journal of Radiology*, v. 70, p. 261-271, 1997.
- BUSHBERG, J. T., SEIBERT, J. A., LEIDHOLDT JR, E. M., BOONE, J. M. The Essential Physics of Medical Imaging. Baltimore, IL: Williams e Wilkins, 1994.
- CAMERON, J. R., SUNTHARALINGAM, N., KENNEY, G. M., *Thermoluminescent dosimetry*, Madison, University of Wisconsin Press, 232 p., 1968.
- CDTN. Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. Guia para execução de testes em aparelhos de raios X diagnóstico. 1995.

- CEC. Commission of European Communities. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR16260, 1996.
- CEC. Comissão da Comunidade Europeia. Orientações relativas aos níveis de referência de diagnóstico (NRD) para exposições médicas. Proteção contra as radiações 109, 1999.
- CSN. Consejo de Seguridad Nuclear. Aspectos técnicos de seguridad y proteccion radiológica de instalaciones médicas de rayos-X para diagnóstico. N<sup>o</sup> 5.11, 1990.
- CRANLEY, K., FOGARTY, G. W. A. The measurement of total filtration of diagnostic X-ray tubes. *British Journal of Radiology*, v. 61, n. 275, p. 388-392, 1988.
- DAVISON, M., LAW, J. The measurement of the voltage of diagnostic X-ray tubes using K.characteristic fluorescence. *Physics in Medicine and Biology*, v. 17, p. 572-576, 1972.
- DENDY, P. P., HEATON, B. Physics for radiologists. Blackwell Scientific Publications, 1987.
- DeWERD, L. A., WAGNER, L. K. Characteristics of radiation detectors for diagnostic radiology. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 50, p. 125-136, 1999.
- DREXLER, G. Diagnostic reference levels in the 1990 and 1996 recommendations of the ICRP. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 80, n. 1-3, p. 7-10, 1998.
- EURATOM. Comunidade Europeia de Energia Atômica. Directiva 97/43/EURATOM do Conselho de 30 de junho de 1997, relativa à protecção da saúde das pessoas contra os perigos resultantes de radiações ionizantes em exposições radiológicas médicas.
- FARR, R. F. The specification of roentgen ray output and quality. *Acta Radiologica*, v.43, p. 152-160, 1955.
- FAULKNER, K., BROADHEAD, D. A., HARRISSON, R. M. Patient dosimetry measurements methods. *Applied Radiation and Isotopes*, v.50, p. 113-124, 1999.
- FDA. Food and Drug Administration. Routine compliance testing procedures for diagnostic X-ray systems. CDRH / U.S.DHHS, Center for Devices and Radiological Health, U.S. Department of Health and Human Services, 2000.
- FDA. Food and Drug Administration. Resource Manual for Compliance Test Parameters of Diagnostic X-Ray Systems. CDRH / U.S.DHHS, Center for Devices and Radiological Health, U.S. Department of Health and Human Services, 1999a.

- FDA. Food and Drug Administration. Operational characteristics of the MDH 1015 X-ray monitor. Addendum to resource manual. CDRH / U.S.DHHS, Center for Devices and Radiological Health, U.S. Department of Health and Human Services, 1999b.
- FILL, U. A., REGULLA, D. F. Advanced LiF technology for the assessment of patient exposure in diagnostic radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 80, n. 1-3, p. 225-229, 1998.
- GHILLARDI NETO, T., CAMERON, J. R. Garantia de qualidade em radiodiagnóstico. São Paulo: USP, 1979.
- GHILARDI NETO, T. Garantia e Controle da qualidade em radiodiagnóstico. 1998.
- GREEN, S., PALETHORPE, J. E., BRADLEY, D. A. Performance assessment of patient dosimetry services and X-ray quality assurance instruments used in diagnostic radiology. *Applied Radiation and Isotopes*, v.50, p. 137-152, 1999.
- GREENING, J. R. Fundamentals of radiation dosimetry. *Medical Physics series*, Adam Hilger, Ltd., Bristol, 1982.
- GRIFFIT, R. V. Quantities and units for external dose assessment. In: *IAEA - International Atomic Energy Agency - IAEATECDOC-1126 – 1999: Intercomparison for individual monitoring of external exposure from photon radiation.*
- GROSSWENDT, B. Backscatter factors for x-rays generated at voltages between 10 and 100 kV. *Physics in Medicine and Biology*, v. 29, No 5, p. 579-591, 1984.
- HARRISON, R. M. Backscatter factors for diagnostic radiology (1-4 mm Al HVL). *Physics in Medicine and Biology*, v. 27, No 12, p. 1465-1474, 1982.
- HARRISON, R. M., CLAYTON, C. B., et. al. A survey of radiation doses to patients in five common diagnostic examinations. *British Journal of Radiology*, v. 56, p. 383-395, 1983.
- HARSHAW CHEMICAL COMPANY, Model 3000A TLD System, *Instruction Manual*, 1982.
- HEALEY, T., DICKSON, D.G., GREENWOOD, M.W. A calibration system for X-ray generators and tube factors. *British Journal of Radiology*, v. 52, n. 613, p. 44-50, 1979.
- HOROWITZ, Y. S. Termoluminescence and termoluminescent dosimetry. Vol. I-III. CRC Press, Boca Ranton, FL, 1984.

- IAEA. International Atomic Energy Agency. International basic safety standards for protection against ionization radiation and for the safety of radiation sources. *Safety series*, N<sup>o</sup> 115, Vienna, 1996.
- ICRP, International Commission on Radiological Protection. Protection of the patient in X-ray diagnosis, *ICRP Publication 16*, Pergamon Press, Oxford, 1969.
- ICRP, International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, *ICRP Publication 26*, Pergamon Press, Oxford, 1977.
- ICRP, International Commission on Radiological Protection. Protection of the patient in diagnostic radiology, *ICRP Publication 34*, Pergamon Press, Oxford, 1982.
- ICRP, International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, *Annals of ICRP 21, n. 1/3, ICRP Publication 60*, Pergamon Press, Oxford, 1991.
- ICRP, International Commission on Radiological Protection. Radiological protection and safety in medicine; *Annals of ICRP 26, n. 2, ICRP Publication 73*, Pergamon Press, Oxford, 1996.
- ICRU. International Commission on Radiation Units e Measurements. Recommendations of the International Commission on Radiation Units and Measurements. *Physical Aspects of Irradiation*. Report 10b, 1962.
- ICRU. International Commission on Radiation Units e Measurements. Radiation dosimetry: X Rays Generated at Potentials of 5 to 150 kV. Report 16, 1970.
- ICRU. International Commission on Radiation Units e Measurements. Radiation Quantities and Units. Report 33, 1980.
- ICRU. International Commission on Radiation Units e Measurements. Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry. Report 51, 1993.
- ICRU. International Commission on Radiation Units e Measurements. The Assessment of Image Quality. Report 54, 1996.
- ICRU. International Commission on Radiation Units e Measurements. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. Report 60, 1998.
- IEE. Instituto de Eletrotécnica e Energia. Procedimentos para testes de estado: Equipamentos de Raios X. IEE, USP, 1999.

- IRD. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Controle de qualidade em radiodiagnóstico. Protocolos de 2000.
- ISO, International Organisation for Standardization. X and Gamma reference radiations for calibrating dosimeters and dose rate and for determining their response as a function of photon energy; radiation characteristics and production methods, *ISO/DIS 4037-2*, 1995.
- JOHNS, H. E., CUNNIGHAN, J. R. The Physics of Radiology. Charles C. Thomas, Springfield, 1983.
- KLEVENHAGEN, S. C. Experimentally determined backscatter factors for x-rays generated at voltages between 16 and 140 kV. *Physics in Medicine and Biology*, v. 34, No 12, p. 1871-1882, 1989.
- KNOLL, G. F. Radiation Detection and Measurement. John Wiley & Sons, 1989.
- KOFLER, J. M., GRAY, J. E., DALY, T. R. Spatial and temporal response characteristics of ionization chambers used in diagnostic radiology for exposure measurements and quality control. *Health Physics*, v. 67, p. 661-667, 1994.
- KRAMER, H. M., SELBACH, H. J., ILES, W. J. Experimental determination of practical peak voltage. *British Journal of Radiology*, v. 71, p. 200-209, 1998.
- KRAMER, H. M. Diagnostic dosimeters: calibration and requirements. In: Proceedings of an International Symposium on Measurement Assurance in Dosimetry. IAEA-SM-330/44, p. 617-624, 1994.
- LACERDA, M. A. S., da SILVA, T. A., HEEREN, A. O. Fatores de retro-espalhamento em feixes de raios-X diagnóstico médico. In: *VI ENAN*. National Meeting on Nuclear Applications, Rio de Janeiro, Brasil, 2002. (no prelo).
- LACERDA, M. A. S., PEREIRA, E. G. Reflexões sobre as causas do baixo rendimento em máquinas de raios-X para diagnóstico médico. In: *VI ENAN*. National Meeting on Nuclear Applications, Rio de Janeiro, Brasil, 2002. (no prelo).
- LAMEL, D. A. The correlated lecture laboratory series in diagnostic radiological physics. Rockville, MD: Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration, 1981.
- MARTIN, C. J., SUTTON, D. G., SHARP, P. F. Balancing patient dose and image quality. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 50, p. 1-19, 1999a.

- MARTIN, C. J., SUTTON, D. G., SHARP, P. F. Measurement of image quality in diagnostic radiology. *Applied Radiation and Isotopes*, v. 50, p. 21-38, 1999b.
- McCULLOUGH, E. C., CAMERON, J. R. Exposure rates from diagnostic X-ray units. *British Journal of Radiology*, v. 43, p. 448-451, 1970.
- MORRISON, M. T., REED, G. W. A note on the determination of half-value layers of soft X-rays. *British Journal of Radiology*, v. 25, p. 270-272, 1952.
- MOTA, H., OLIVEIRA, S. Treinamento para inspeção em serviços de radiodiagnóstico médico e odontológico. IRD. *Instituto de Radioproteção e Dosimetria*. 2000.
- NAGEL, H. D. Limitations in the determination of total filtration of x-ray tube assemblies. *Physics in Medicine and Biology*. v. 33, p. 271-289, 1988.
- NBR 7556. Chapas de alumínio e suas ligas – Especificação. EB1333, 2000.
- NCRP. National Council on Radiation Protection and Measurements. *Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment*. Report. 99, 1988.
- OMS. Organización Mundial de la Salud. Garantía de la calidad em radiodiagnóstico. OMS y OPS (Organización Panamericana de la Salud), N<sup>o</sup>. 469, 1984.
- PAPAGEORGIOU, E., VARDALAKI, E., et. al. Estimation of doses received by patients undergoing radiological examinations in Greece. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 93, No. 1, p. 31-41, 2001.
- PEREIRA, E. G. *Programa de Testes Utilizados em Garantia da Qualidade em Radiodiagnóstico*. Belo Horizonte: Curso de Ciências e Técnicas Nucleares (CCTN/UFGM). Tese de mestrado, 1995.
- PEREIRA, E. G. Reflexões sobre o uso indiscriminado de câmaras de ionização em levantamentos radiométricos em instalações para diagnóstico médico e odontológico. In: VI Congresso Brasileiro de Física Médica, Rio de Janeiro, p.125-129, 2001a.
- PEREIRA, E. G. Comunicação pessoal. (Serviço de Proteção Radiológica do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear - CDTN/CNEN, Belo Horizonte, MG, Brasil), 2001b.
- PIUBELLI, S. L. Influência da pureza de absorvedores comerciais na determinação da energia efetiva e da camada semi-redutora para feixes de 24 a 50 kV, e propagação do erro para a taxa de exposição. Dissertação (Mestrado), Universidade Federal Fluminense, Rio de Janeiro: 1989.

- PROCTER, N. M. A method of checking filtration and kilovoltage on diagnostic X-ray tubes. *British Journal of Radiology*, v. 46, n. 547, p. 525-528, 1973.
- REINSMA, K. The inherent filtration of X-ray tubes. *Radiology*, v. 74, p. 971-972, 1960.
- SEFM-SEPR. Sociedad Española de Física Médica - Sociedade Española de Protección Radiológica. Protocolo Español de Control de Calidad em Radiodiagnóstico. 1996.
- SAXEBOL, G., OLERUD, H. M., HJARDEMAAL, O. et. al. Nordic Guidance levels for patient doses in diagnostic radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 80, n. 1-3, p. 99-101, 1998.
- SOARES, C. M. A. Caracterização de um dosímetro para medida do equivalente de dose pessoal. Belo Horizonte: Curso de Ciências e Técnicas Nucleares (CCTN/UFMG). Tese de mestrado, 2001.
- STANTON, L., LIGHTFOOT, D. A., MANN, S. A penetrometer method for field kV calibration of diagnostic X-ray machines. *Radiology*, v. 87, p. 87-93, 1966.
- STANTON, L., VILLAFANA, T., DAY, J. L. LIGHTFOOT, D. A., MANN, S. Dosage evaluation in mammography. *Radiology*, v. 150, p. 577-584, 1984.
- STS, Steuerungstechnik & Strahlenschutz GmbH, STS irradiators OB85 – OB85/1 - OB85/3, *Operation manual*, Braunschweig, Alemanha, 1993.
- SVS. Portaria 453 do Ministério da Saúde: *Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*. Diário Oficial da União de 02 de junho de 1998.
- SUNDE, P. B. Specification and Selection of dosimetry instrumentation for diagnostic radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 43, n. 1/4, p. 183-186, 1992.
- TROUT, E. D., KELLEY, J. P., FURNO, E. J. A study of the inherent filtration of diagnostic X-ray tubes. *Radiology*, v. 66, p. 102, 1956.
- TROUT, E. D., KELLEY, J. P., LUCAS, A. C. Determination of half-value layer. *American Journal of Roentgenology*, v. 84, p. 729-740, 1960.
- TROUT, E. D., KELLEY, J. P., LUCAS, A. C. The second half-value layer and the homogeneity coefficient. *American Journal of Roentgenology*, v. 87, p. 574-584, 1962.
- VEIT, R., BAUER, B., et. al. Proposed procedure for the establishment of diagnostic reference levels in Germany. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 80, n. 1-3, p. 117-120, 1998.

- VMI - Indústria e Comércio LTDA. Comunicação por fax. [s.d.].
- WAGNER, L. K., ARCHER, B. R., CERRA, F. On the measurement of half-value layer in film screen mammography. *Medical Physics*, v. 17, p. 989-997, 1990.
- YACOVENCO, A. Programa de garantia de qualidade em radiologia diagnóstica. Dissertação (Mestrado), Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), Rio de Janeiro, 1995.
- WALL, B. F. The historical development of reference doses in diagnostic radiology. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 80, n. 1-3, p. 15-20, 1998.
- ZAMENHOF, R. G., SHAHABI, S., MORGAN, H. T. An improved method for estimating the entrance exposure in diagnostic radiographic examinations. *American Journal of Roentgenology*, v. 149, p. 631-637, 1987.
- ZOTELIEF, J., GELEIJNS, J., KICKEN, P. J. H. et. al. Diagnostic reference levels derived from recent surveys on patient dose for various types of radiological examination in the Netherlands. *Radiation Protection Dosimetry*, v. 80, n. 1-3, p. 109-114, 1998.