UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA

IMPLEMENTAÇÃO DE GRANDEZAS OPERACIONAIS NA MONITORAÇÃO INDIVIDUAL E DE ÁREA

por

Carla da Costa Guimarães

Dissertação apresentada ao Instituto de Física da Universidade de São Paulo, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências.

Orientadora

Profª. Drª. Emico Okuno

São Paulo
2000

Aos meus pais,

por tudo.

Ao meu avô (em memória),
que mesmo acreditando que o homem nunca alcançou a Lua,
sempre me incentivou nos caminhos da Ciência.

A Maurício Moralles
amigo e companheiro em todos
os momentos.

Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer a Professora Emico Okuno, por tornar possível a realização deste trabalho e por me orientar com tamanha dedicação e empenho, principalmente por ser amiga e me ensinar a solucionar os infinitos problemas em aplicar, na prática, as normas internacionais.

Também gostaria de agradecer a Professora Elisabeth M. Yoshimura pelo carinho e pelas proveitosas discussões. Ao professor João Zanetic pelo incentivo. Ao professor Josif Frenkel, tutor e amigo, que motivou com suas palavras de incentivo e perseverança os meus primeiros passos no corredor escuro da Ciência por entre as trevas da Graduação.

A todos os meus colegas de laboratório quero deixar um especial obrigado, pelo carinho, amizade e boas gargalhadas no horário do café com pipoca. Em especial, agradeço a Nancy, a Martha e ao Edu pelo companheirismo e por todas as dúvidas esclarecidas e sugestões dadas. Ao Frederico Ayres pela compreensão e apoio nos momentos difíceis. Ao Marcos pelas inúmeras vezes que me substituiu como professor. Ao Saulo pelas boas piadas e pela correção de todas as falhas de sistema que causei no nosso computador. E como não poderia deixar de ser, um obrigado especial ao Marcelo e ao Almy, que desde a época em que começamos carregando "caixas", sempre foram sinceros e principalmente, providos de grande paciência!

Sou grata ao Sr Donato, ao Tucão e todo o pessoal da oficina mecânica pela construção do fantoma e auxílio no período de mudanças na Sala de Irradiação. Ao Sr. Otávio pela contribuição no alinhamento dos trilhos para o funcionamento do sistema de irradiação. Ao pessoal do laboratório de Alvos pelo uso das balanças analíticas. Ao Sr. Homero e ao pessoal da Manutenção Predial pela colaboração na parte elétrica e hidráulica. Ao Sr. Húngaro, técnico de manutenção do tubo de raios X, a quem eu não dei folga, nem mesmo no período noturno e final de semana.

Agradeço a toda a minha família pelo apoio e incentivo. Aos meus sobrinhos pelas boas gargalhadas que demos juntos durante seus primeiros passos.

Não poderia deixar de agradecer aos grandes amigos Serjô, Inês e Renata pelo convívio diário, jantares divertidos e a descoberta da importância dos

amigos verdadeiros em nosso dia-a-dia. Ao super amigo Sérgio Costa Lobo pelas divertidas horas de discussão. A Rossana Falcão pelos conselhos, amizade e incentivo. Ao amigo Beto que, durante minha iniciação científica, me ensinou a acreditar que não devemos sentar no chão e chorar mesmo quando sem querer, apagamos 75% do sistema de um computador multi-usuário. A Andréa Rodas pela compreensão e incentivo nos momentos difíceis. Aos amigos que mesmo estando longe de São Paulo e até mesmo do Brasil sempre me incentivaram com seus "e-mails"; Alessandra, Áurea, Cristina, Ana, ao Samuel, Duran e Reynaldo. Aos amigos do CRUSP: Susana, Adriana, Edi, Iomaques, Jamacy, Ana, Denise, Paulinho, Cirullo, Jô, Alex, Wagner, Valdei, Fernando, Zulmara e Lílian, pelo relacionamento humano. A todas as amigas do futebol (desculpe-me por algumas "divididas"...). Aos amigos de longa data; Nayra, Andréa, Roni, Kanashiro, Silvia, Kenzo, Êlder, Renato Ros, Adriana e Lucas. Aos companheiros de árduas e fatigantes horas de elaboração de listas de exercícios e relatório na Graduação: Frederico Antônio, Paulo Lagrotta, Ronaldo Castilho, Arnaldo, Edson, Venegeroles, Régis, Alessandro, Luciana Pereira, Cely, Kleyton, Everson, Bento, Higa, Sato, Camon e Mihara. Aos grandes companheiros de viagem: Kenvy, Ramon, Ewout, Frank, Amércio, Gleyci, Carlos Amado, Brito, Ronald e Alfredo. Enfim, a todas as pessoas que de alguma forma participaram e ainda participam da minha vida, até mesmo durante aqueles momentos em que eu tenha me mostrado extremamente intransigente...

Finalmente, agradeço ao CNPq, instituição de pesquisa que financiou este trabalho.

ÍNDICE

1. Introdução 1
1.1- A descoberta histórica 2
1.2- Considerações gerais 3
2. Aspectos relevantes para a interpretação das normas internacionais 7
2.1 - Grandezas de radiação e Unidades 8
2.2 - Grandezas Físicas 9
2.2.1 - Dose absorvida 9
2.2.2 - Exposição 10
2.2.3 - Kerma 11
2.3 - Grandezas de proteção radiológica 12
2.3.1 - Equivalente de dose 13
2.3.2 - Dose equivalente 14
2.3.3 - Dose efetiva 15
2.4 - Grandezas operacionais 17
2.4.1 - Equivalentes de dose pessoal e ambiental 17
2.5 - O novo fantoma 20
2.6 - Objetivos específicos 22
3. Materiais e métodos 22
3.1 - Detectores utilizados 24
3.2 - Câmara de ionização tipo A 24
3.3 - Câmaras de ionização tipo B e tipo C 26
3.4 - Uso das câmaras de ionização 27
3.5 - Detectores termoluminescentes 30
3.6 - Detectores termoluminescentes de CaF2 31
3.7- Detectores termoluminescentes de LiF 33
3.8- A preparação dos monitores termoluminescentes 34
3.9 - O Leitor TL 35
3.10 - Sala de Irradiação 37
3.10.1 - Fonte 1 37
3.10.2 - Fonte 2 37
3.10.3 - Fonte 3 38
3.10.4 - Tubo de raios X 39
3.11 - Fantoma 40
3.12 - Mapeamento do Campo 41
3.13 - Calibração dos detectores TL 42
3.14 - Determinação da qualidade da radiação 44
3.15 - Irradiação dos monitores para diferentes ângulos de incidência 46
3.16 - O algoritmo de cálculo 47
3.17 - Coeficientes de conversão de kerma no ar para grandezas equivalentes de dose 49
3.18 - Teste de desempenho dos monitores de radiação 51
3.19 - Curva trombeta 53
4. Resultados e discussões 55
5. Conclusão final 55
6. Futuros trabalhos 123
6. 124
7. Apêndice 125
Tabelas 126
8. Referências Bibliográficas 125

Resumo

Neste trabalho implementamos as grandezas operacionais no sistema de monitoração de área e individual. Determinamos a combinação ideal dos detectores termoluminescentes para constituírem os monitores de radiação como sendo: dois de fluoreto de cálcio (CaF_2), um envolto em filtro de chumbo de (0,50 ± 0,05) mm e outro sem filtro e um de fluoreto de lítio TLD-100, também sem filtro. Aproveitamos a propriedade termoluminescente desses detectores, qual seja a de emissão de luz em intensidade proporcional à dose de radiação recebida, quando eles são aquecidos. A grandeza final avaliada é o equivalente de dose ambiental $H^*(10)$ e direcional $H'(10,\alpha)$ para fins de monitoração de área e o equivalente de dose pessoal $H_p(10)$ para monitoração individual. Para tanto, estudos foram realizados irradiando os monitores no ar no primeiro caso e na frente de um fantoma de PMMA preenchido com água no segundo caso. Para avaliar o desempenho dos monitores de radiação eles foram submetidos a testes de linearidade da resposta com a dose, dependência angular e dependência energética. Uma análise detalhada dos resultados obtidos mostrou que todos os valores dos equivalentes de dose obtidos em testes de desempenho estão dentro dos limites estabelecidos por normas internacionais, com 95% de nível de confiança. Para o monitor escolhido obtivemos para a razão $[H(10)_{determinado}/H(10)_{nominal} \pm \text{desvio}]$ no caso de equivalente de dose ambiental e pessoal respectivamente os valores: (1,02 ± 0,11) e (0,97 ± 0,25). Os desvios foram calculados com o método t de student, considerando o intervalo que contém o valor nominal com 95% de probabilidade.

Abstract

Operational quantities have been implemented to be applied in individual and area routine monitoring against external radiation exposure. This procedure is based on the use of an ideal combination of thermoluminescent detectors inside a monitor: two pellets of CaF_2, one covered by a lead filter of (0,50 ± 0,05) mm and another one without filter and one TLD-100 without filter too. The operational quantities studied for area monitoring are the ambient and directional dose equivalent, H*(10) and H'(10,α), respectively and for individual monitoring, the personal dose equivalent, $H_p(10)$. To evaluate the personal dose equivalent, all the experiments were performed irradiating the monitor on a *slab water phantom* made of PMMA walls with outer dimensions 30x30x15 cm, (a substitute of ICRU sphere four-element tissue phantom) completely full of water. Area monitors were irradiated in free air without any phantom. In general, an operational quantity H is determined from the basic physical quantity kerma free-in-air by means of conversion coefficients. The blind performance testing of monitors was performed after type testing, including analysis of the linearity of the response with the dose, the angular and energy dependence. The results of these investigations agree with the values recommended by international organisations within 95 % of confidence level. The ratios ($H(10)_{evaluated}/H(10)_{nominal}$ ± deviation) obtained for ambient and personal dose equivalente are respectively (1,02 ± 0,11) and (0,97 ± 0,25), with the monitor above quoted. The error was estimated with the method of t-student, considering 95 % confidence level.

Índice de tabelas

Tabela 1: Características da câmara de ionização tipo A. 25
Tabela 2: Características relevantes das câmaras de ionização (tipo B e tipo C). 26
Tabela 3: Características dos parâmetros utilizados no programa de aquisição de dados do contador de fótons durante as leituras dos detectores de CaF_2 e TLD-100. 36
Tabela 4: Dimensões relevantes do tubo de raios X Philips MG 450. 39
Tabela 5: Filtros adicionais utilizados no tubo de raio X 40
Tabela 6: Parâmetros característicos empregados na realização dos testes de desempenho para monitores TL contendo CaF_2 e TLD-100. 52
Tabela 7: Parâmetros utilizados nas irradiações no ar e sobre a superfície do fantoma dos monitores contendo detectores de CaF_2 e TLD-100, na realização dos testes de desempenho. 53
Tabela 8: Lote de pastilhas de CaF_2 distribuídas em grupos conforme sua massa. 56
Tabela 9: Primeira e segunda CSR, coeficiente de homogeneidade e energia efetiva das qualidades de radiação X do tubo de Raios X MG 450 Philips do Laboratório de Dosimetria do IFUSP. 64
Tabela 10: Características da série de espectro estreito fornecidas pelo *report* 4037 da ISO (ISO, 1996). As CSR foram medidas a distância de 1,0 metro do ponto focal do tubo de radiação X. 64
Tabela 11: Média da razão R entre a energia efetiva determinada e a energia efetiva nominal. As energias efetivas foram determinadas com as curvas tipo 1 e tipo 2 dos monitores irradiados no ar com incidência 0°. A média final de R e o seu σ_R (última linha) foram calculados com as expressões 4.3 e 4.4 para energias de 34 a 130 keV e ^{60}Co, irradiados apenas com a fonte 3. 87
Tabela 12: Média da razão R entre a energia efetiva determinada e a energia efetiva nominal. As energias efetivas foram determinadas com as curvas tipo 1 e tipo 2 dos monitores irradiados sobre o fantoma com incidência 0°. A média final das R e o seu σ_R (última linha) foram calculados com as expressões 4.3 e 4.4 para energias de 34 a 130 keV e ^{60}Co, irradiados apenas com a fonte 3. 87
Tabela 13: Razão R entre a energia efetiva determinada e a energia efetiva nominal (expressão 4.5). As energias efetivas foram determinadas com as curvas tipo 1 e 2. Os monitores foram irradiados no ar com ângulos de incidência 30°, 45° e 60°. 89
Tabela 14: Razão R entre a energia efetiva determinada e a energia efetiva nominal (expressão 4.5). As energias efetivas foram determinadas com as curvas tipo 1 e 2. Os monitores foram irradiados sobre o fantoma com ângulos de incidência 30°, 45° e 60°. 90
Tabela 15: Média da razão entre $H^*(10)_{determinado}$ e $H^*(10)_{nominal}$ obtida com o algoritmo descrito na seção 3.17 para as curvas da razão tipo 1 e tipo 2. Os monitores foram irradiados no ar. A média (última linha) foi calculada através das expressões 4.3 e 4.4. 94
Tabela 16: Razão R entre $H'(10,\alpha)_{determinado}$, obtida com as curvas tipo 1 e tipo 2, e $H'(10,\alpha)_{nominal}$. Os monitores foram irradiados no ar com ângulos de incidência 0°, 30°, 45° e 60°. 97
Tabela 17: *Razão* entre $H^*(10)_{determinado}$ e $H^*(10)_{nominal}$ obtida com o algoritmo descrito na seção 3.17 usando as curvas tipo 1 e tipo 2, irradiados no ar e com ângulo de incidência 0°. 101
Tabela 18: Média da razão R entre $H_p(10)_{determinado}$ e $H_p(10)_{nominal}$ dos monitores irradiados sobre o fantoma com os feixes de radiação incidindo com ângulo 0° com as energias que estão na primeira coluna. Os valores de $H_p(10)_{determinada}$ foram obtidos com as curvas tipo 1 e tipo 2. 105
Tabela 19: Razão R entre $H_p(10)_{determinado}$ com as curvas tipo 1 e tipo 2 e $H_p(10)_{nominal}$ Os monitores foram irradiados sobre o fantoma com ângulos de incidência 0°, 30°, 45° e 60°. 108
Tabela 20: Razão (R) entre $H_p(10)_{determinado}$ para as curvas tipo 1 e tipo 2 e $H_p(10)_{nominal}$ obtida com o algoritmo descrito na seção 3.17, irradiados sobre o fantoma com ângulo de incidência 0°. 112
Tabela 21: Configurações possíveis para composição de cada monitor. 114
Tabela 22: Razão entre o valor determinado e o nominal para H*(10) e $H_p(10)$ estimados segundo o método t de student com as configurações 1, 2, 3 para irradiações no ar e sobre o fantoma, respectivamente, com energias efetivas de 34, 61, 130, 662 e 1250 keV com θ_{inc} = 0°. 115
Tabela 23: Coeficientes de conversão do kerma no ar para H'(10,0°) e fatores de dependência angular, $R(10,\alpha)$ (ICRU, 1998). 126
Tabela 24: Coeficientes de conversão do kerma no ar para $H_p(10,0°)$ no fantoma paralelepípedo e fatores de dependência angular, $R(10,\alpha)$, (ICRU, 1998). 127
Tabela 25: Valores do t de student para nível de confiança de 95%. A coluna n representa o número de dados utilizados no experimento (IEC, 1991). 128

Índice de figuras

Figura 1 Relações entre as grandezas de proteção e operacionais com as grandezas físicas para fins de monitoração (ICRU, 1998). 8
Figura 2: À esquerda está o dosímetro modelo 2570 A, série 666, fabricado pela empresa Nuclear Enterprises Ltd com sua câmara de ionização coberta pela capa de equilíbrio eletrônico e com um cabo TNC triaxial de 10 m. À direita, uma ampliação da câmara de ionização tipo Dedal, modelo 2571, série 1103 com sua capa de equilíbrio eletrônico ao lado. 25
Figura 3: Unidade de controle de Radiação modelo 9015 da câmara de ionização tipo B e tipo C da empresa Radcal Corporation. Ao lado da unidade de controle está o conversor modelo 9060 acoplado a câmara de ionização, modelo tipo A dedal 10x5-6 junto com sua capa de equilíbrio eletrônico de PMMA com espessura de parede de 5,0 mm. O conjunto é acoplado com cabo OO 90C5-6 de 6 m. Na parte superior da figura, presa ao suporte, está a câmara de ionização tipo B modelo 10x45-180. 27
Figura 4: À esquerda estão os detectores TL de fluoreto de cálcio natural (CaF_2) e à direita os detectores TL de fluoreto de lítio (TLD-100). 30
Figura 5 À esquerda estão os detectores de CaF_2 (parte inferior) e de LiF (parte superior) embalados em plástico opaco e em plástico transparente, respectivamente, fixos a cartolina. Para cada par de detectores um deles é envolto em filtro de (0,50 ± 0,05) mm de chumbo e outro, sem filtro. O conjunto de detectores é colocado dentro do porta-dosímetro opaco à luz devidamente identificado constituindo assim, o monitor termoluminescente (à direita). As pastilhas com seu invólucro e os filtros de Pb estão na parte central da figura. 35
Figura 6 Fantoma em formato de paralelepípedo com volume de 30 x 30 x 15 cm^3 repleto de água. Sua parede frontal é de 2,5 mm de espessura e as paredes laterais, traseira, a base e o tampo, de 10,0 mm em PMMA. Para destacar as dimensões do fantoma foi misturado corante azul à água do seu interior. 41
Figura 7: Curva de calibração típica obtida através das alturas médias do pico TL dosimétrico do CaF_2 e do TLD-100 em função do kerma no ar. Os pontos são experimentais e as retas foram obtidas através de ajuste linear. 44
Figura 8**:** Desenho esquemático do sistema de determinação da CSR para o feixe de raios X. A letra **A** representa a posição do(s) filtro(s) adicional (is), **B**, a posição dos absorvedores de cobre ou alumínio, **C**, a posição do colimador de chumbo com abertura circular de 2,0 cm de diâmetro e **D**, a posição da câmara de ionização tipo A, todos alinhados com o feixe primário de radiação X. 46
Figura 9 Representação esquemática do arranjo experimental utilizado para realizar o teste de dependência angular determinando a resposta dos monitores TL expostos aos fótons de radiação com diferentes ângulos de incidência (θ_{inc}). 47
Figura 10. Coeficientes de conversão $C_p(10)$ de kerma no ar para o equivalente de dose $H_p(10)$ para fantoma em forma de paralelepípedo 30 x 30 x 15 cm^2, preenchido com água, para irradiações com raios X, com ângulo de incidência zero e qualidade de radiação com espectro largo e estreito (ISO, 1996) (ICRP, 1996) (ICRU, 1998) (ISO, 1996). 50
Figura 11 Curva trombeta recomendada na norma internacional (ICRP, 1982). 55
Figura 12: Curva de emissão TL típica de uma pastilha de CaF_2:NaCl obtida com taxa de aquecimento de 16,7°C/s. 57
Figura 13: Histograma das alturas do pico dosimétrico III do CaF_2, com média e desvio padrão da média em (46,50 ± 0,16) x 10^4 contagens por segundo, para o conjunto de 354 pastilhas em função da freqüência 58
Figura 14: Curva de emissão TL típica do TLD-100 obtida com taxa de aquecimento de 16,7°C/s. A altura de pico dosimétrico 5, foi utilizada como medida de termoluminescência. 60
Figura 15: Histograma das alturas do pico dosimétrico 5 da curva de emissão TL do TLD-100, com média e desvio padrão da média em (4,600 ± 0,016) x 10^7 contagens por segundo, para o conjunto de 362 TLD-100 em função da freqüência 61
Figura 16: Determinação da CSR a partir da redução, por absorvedores de cobre, da intensidade transmitida de um feixe de raios X com filtro adicional de número 9 (Tabela 5) e parâmetros de qualidade fixos em 250 kVp e 15 mA. 63
Figura 17. Região uniforme do campo de radiação gama (fonte 3) medido à distância de 127 cm da fonte medida em pontos sobre as retas vertical que passam pelo centro do quadrado. 69
Figura 18: Região uniforme do campo de radiação gama (fonte 3) medido à distância de 127 cm da fonte medida em pontos sobre horizontal que passam pelo centro do quadrado. 69
Figura 19 Região uniforme do campo para feixe de radiação X, qualidade 7 (**Tabela 9**) à distância de 198 cm do ponto focal. Medidas sobre os pontos pertencentes ao diâmetro do circulo de 24 cm na direção vertical. 70
Figura 20 Região uniforme do campo para feixe de radiação X, qualidade 7 (**Tabela 9**) à distância de 198 cm do ponto focal. Medidas sobre os pontos pertencentes ao diâmetro do circulo de 24 cm na direção horizontal. 70
Figura 21 Região uniforme do campo para feixe de radiação X, qualidade 7 (**Tabela 9**) à distância de 327 cm do ponto focal. Medidas sobre os pontos pertencentes ao diâmetro do circulo de 40 cm na direção vertical. 71
Figura 22 Região uniforme do campo para feixe de radiação X, qualidade 7 (**Tabela 9**) à distância de 327 cm do ponto focal. Medidas sobre os pontos pertencentes ao diâmetro do circulo de 40 cm na direção horizontal. 71

Figura 23 Intensidade TL por unidade de kerma no ar dos detectores de CaF_2 **(a)**, irradiados no ar, sem filtro (JA) e com filtro de Pb. As curvas foram traçadas manualmente e normalizadas para a resposta do detector envolto em filtro de Pb exposto à radiação gama do ^{60}Co. 74
Figura 24 Intensidade TL por unidade de kerma no ar dos detectores de TLD - 100 **(b)**, irradiados no ar, sem filtro (JA) e com filtro de Pb. As curvas foram traçadas manualmente e normalizadas para a resposta do detector envolto em filtro de Pb exposto à radiação gama do ^{60}Co. 74
Figura 25 Intensidade TL por unidade de kerma no ar dos detectores de CaF_2 **(a)**, irradiados na presença do fantoma, sem filtro (JA) e com filtro de Pb. As curvas foram traçadas manualmente e normalizadas para a resposta do detector envolto em filtro de Pb exposto à radiação gama do ^{60}Co. 75
Figura 26 Intensidade TL por unidade de kerma no ar dos detectores de TLD-100 **(b)**, irradiados na presença do fantoma, sem filtro (JA) e com filtro de Pb. As curvas foram traçadas manualmente e normalizadas para a resposta do detector envolto em filtro de Pb exposto à radiação gama do ^{60}Co. 75
Figura 27 Curvas da razão tipo 1 obtidas com detectores irradiados sem filtro (JA), no ar e na presença do fantoma, em função da energia efetiva da radiação incidente no monitor. Os pontos são valores obtidos experimentalmente e as curvas traçadas representam um guia visual. 77
Figura 28 Curvas da razão tipo 2 obtidas com detectores irradiados sem filtro (JA) e com filtro de Pb no ar **(a)**, em função da energia efetiva da radiação incidente no monitor. Os pontos são valores obtidos experimentalmente e as curvas traçadas representam um guia visual. 78
Figura 29 Curvas da razão tipo 2 obtidas com detectores irradiados sem filtro (JA) e com filtro de Pb na presença do fantoma **(b)**, em função da energia efetiva da radiação incidente no monitor. Os pontos são valores obtidos experimentalmente e as curvas traçadas representam um guia visual. 78
Figura 30 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 1 em função da energia efetiva nominal. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma com a radiação incidindo perpendicularmente a eles **(a).** 81
Figura 31 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 1 em função da energia efetiva nominal. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma com a radiação incidindo perpendicularmente a eles . A figura é um destaque da região de energia até **130 keV**. 81
Figura 32 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 1 em função do energia efetiva nominal para incidência da radiação no monitor de 30°**(a)** . Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma. 82
Figura 33 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 1 em função do energia efetiva nominal para incidência da radiação no monitor de 45°**(b)**. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma. 82
Figura 34 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 1 em função do energia efetiva nominal para incidência da radiação no monitor de 60°. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma. 83
Figura 35 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 2 em função da energia efetiva nominal. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma com a radiação incidindo perpendicularmente a eles **(a)**. 84
Figura 36 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 2 em função da energia efetiva nominal. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma com a radiação incidindo perpendicularmente a eles. A figura é um destaque da região de energia até 130 keV. 84
Figura 37 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 2 em função do energia efetiva nominal para incidência da radiação no monitor de 30°. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma. 85
Figura 38 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 2 em função do energia efetiva nominal para incidência da radiação no monitor de 45. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma. 85
Figura 39 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 2 em função do energia efetiva nominal para incidência da radiação no monitor de 60°. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma. 86
Figura 40 $H^*(10)_{determinado}$ em função do $H^*(10)_{nominal}$ para feixes de raios X **(a)**. A energia efetiva foi determinada com a curva da razão tipo 1 (JA/JA), para incidência 0° no ar. 92
Figura 41 $H^*(10)_{determinado}$ em função do $H^*(10)_{nominal}$ para feixes de raios gama **(b)**. A energia efetiva foi determinada com a curva da razão tipo 1 (JA/JA), para incidência 0° no ar. 92
Figura 42 $H^*(10)_{determinado}$ em função do $H^*(10)_{nominal}$ para feixes de raios X **(a)**. A energia efetiva foi determinada com as curvas da razão tipo 2 (JA/Pb), para incidência 0° 93
Figura 43 $H^*(10)_{determinado}$ em função do $H^*(10)_{nominal}$ para feixes de raios gama **(b)**. A energia efetiva foi determinada com as curvas da razão tipo 2 (JA/Pb), para incidência 0° 93
Figura 44: Razão entre $H'(10,\alpha)_{determinado}$ e $H'(10,\alpha)_{nominal}$ em função da energia efetiva nominal. O valor de $H'(10,\alpha)$ determinado foi obtido com a curva tipo 1 (JA/JA). Os monitores foram irradiados no ar com ângulos de 0°, 30°, 45° e 60°. A linha pontilhada é o parâmetro de aceitabilidade obtido da curva trombeta. 95
Figura 45 Razão entre $H'(10,\alpha)_{determinado}$ e $H'(10,\alpha)_{nominal}$ em função da energia efetiva nominal. O valor de $H'(10,\alpha)_{determinado}$ foi obtido com as curvas tipo 2 (JA/Pb). Os monitores foram irradiados no ar com ângulos de 0°, 30°, 45° e 60°. A linha pontilhada é o parâmetro de aceitabilidade obtido da curva trombeta. 96
Figura 46 Razão R entre $H^*(10)_{determinado}$ e $H^*(10)_{nominal}$ obtidos com a curva tipo 1 (JA/JA) em função do $H^*(10)_{nominal}$. Os monitores foram irradiados no ar com ângulos 0°. 99
Figura 47 Razão R entre $H^*(10)_{determinado}$ e $H^*(10)_{nominal}$ obtida com as curvas tipo 2 (JA/Pb) em função de $H^*(10)_{nominal}$. Para TLD-100. Os monitores foram irradiados no ar com ângulos 0°. 100

Figura 48 Razão R entre $H^*(10)_{determinado}$ e $H^*(10)_{nominal}$ obtida com as curvas tipo 2 (JA/Pb) em função de $H^*(10)_{nominal}$. para pastilha de CaF_2. Os monitores foram irradiados no ar com ângulos 0°..... 100
Figura 49 $H_p(10)_{determinado}$ em função do $H_p(10)_{nominal}$. A energia efetiva foi determinada com a curva do tipo 1 (JA/JA), para incidência 0° sobre o fantoma. Os feixes utilizados foram aqueles com energias efetivas de 34, 61 e 130 keV. 103
Figura 50 $H_p(10)_{determinado}$ em função do $H_p(10)_{nominal}$. A energia efetiva foi determinada com a curva do tipo 1 (JA/JA), para incidência 0° sobre o fantoma. Os feixes utilizados foram aqueles com energias efetivas de 1250 keV. 103
Figura 51 $H_p(10)_{determinado}$ em função do $H_p(10)_{nominal}$. A energia efetiva foi determinada com as curvas do tipo 2 (JA/Pb), para incidência 0° sobre o fantoma. Os monitores foram expostos a feixes com energias de 34, 61 e 130 keV.. 104
Figura 52 $H_p(10)_{determinado}$ em função do $H_p(10)_{nominal}$. A energia efetiva foi determinada com as curvas do tipo 2 (JA/Pb), para incidência 0° sobre o fantoma. Os monitores foram expostos a feixes com energia da radiação gama do ^{60}Co **(b)**. 104
Figura 53: Razão R entre $H_p(10)_{determinado}$, com a curva tipo 1 (JA/JA), e $H_p(10)_{nominal}$ em função da energia efetiva nominal. Os monitores foram irradiados sobre o fantoma com ângulos θ_{inc} de 0°, 30°, 45° e 60°. As linhas pontilhadas limitam os valores aceitáveis e são obtidas da curva trombeta. 106
Figura 54 Razão entre $H_p(10)_{determinado}$, com as curvas tipo 2 (JA/Pb) TLD-100, e $H_p(10)_{nominal}$ em função da energia efetiva nominal. A irradiação foi feita sobre o fantoma com ângulos θ_{inc} de 0°, 30°, 45° e 60°. As linhas pontilhadas limitam os valores aceitáveis e são obtidas da curva trombeta. 107
Figura 55 Razão entre $H_p(10)_{determinado}$, com as curvas tipo 2 (JA/Pb) CaF_2 **(b)**, e $H_p(10)_{nominal}$ em função da energia efetiva nominal. A irradiação foi feita sobre o fantoma com ângulos θ_{inc} de 0°, 30°, 45° e 60°. As linhas pontilhadas limitam os valores aceitáveis e são obtidas da curva trombeta. 107
Figura 56: Razão entre $H_p(10)_{determinado}$ com a curva tipo 1 (JA/JA) e $H_p(10)_{nominal}$ em função do $H_p(10)_{nominal}$. Os monitores foram irradiados na frente do fantoma com ângulos θ_{inc} de 0°..... 110
Figura 57 Razão entre $H_p(10)_{determinado}$, obtido com as curvas tipo 2 (JA/Pb) para TLD-100 e $H_p(10)_{nominal}$, em função do $H_p(10)_{nominal}$. Os monitores foram irradiados na frente do fantoma com ângulos θ_{inc} de 0°. 111
Figura 58 Razão entre $H_p(10)_{determinado}$, obtido com as curvas tipo 2 (JA/Pb) para CaF_2, e $H_p(10)_{nominal}$, em função do $H_p(10)_{nominal}$. Os monitores foram irradiados na frente do fantoma com ângulos θ_{inc} de 0°. 111
Figura 59 Razão entre E e $H^*(10)$ para três geometrias de irradiação em função da energia do fóton (extraído do *report* 57 da ICRU de 1998, p.67). 118
Figura 60 Razões $E/H_p(10)$, para o fantoma paralelepípedo e $E/H'(10,\alpha)$ para diferentes geometrias de irradiação em função da energia do fóton (extraído do *report* 57 da ICRU de 1998, p. 74)..... 119

Introdução

1.1- A descoberta histórica

Tarde da noite de 8 de novembro de 1895, Wilhelm Conrad Roentgen, então com 50 anos, professor de Física e reitor da Universidade Julius Maximilian em Würzburg na Alemanha, quando estudava as fracas luminosidades produzidas na tela pintada com platino cianeto de bário, e colocada nas proximidades de um tubo de raios catódicos (Martins, 1998)[43], descobriu experimentalmente um novo tipo de raios que ele denominou raios X "*for the sake of brevity",* conforme escreveu Roentgen (Roentgen, 1896)[50]. No dia 22 de dezembro do mesmo ano ele radiografou a mão de sua esposa, expondo-a aos raios X por 15 minutos.

Antes mesmo da divulgação científica de seu trabalho, o jornal "Wiener Presse" em Viena publicou, no dia 5 de janeiro de 1896, uma curta nota sobre a descoberta do professor Roentgen, evidenciando-a implicitamente como um método moderno para diagnosticar pacientes através dos raios X (Frenkel, 1996)[12]. Pela primeira vez na história da humanidade seria possível observar o interior do corpo humano sem precisar abri-lo invasivamente.

A descoberta de Roentgen, acrescida do impacto popular, causou um efeito colossal no desenvolvimento tecnológico da Ciência proporcionando a junção das áreas de Física e Medicina. Em 1901, Roentgen foi laureado com o primeiro prêmio Nobel em Física.

No Brasil, a radiologia despontou em 1898 com a instalação do primeiro aparelho de raios X na cidade de Formiga, Minas Gerais. Para ser utilizado na diagnose de fraturas e outras doenças, foi trazido da Europa pelo Dr. José Carlos Ferreira Pires que viria a falecer em 1912, com 58 anos de idade, devido a uma anemia cerebral. Acredita-se que sua morte poderia ter sido ocasionada pelos raios X, fato este nunca confirmado. Mais tarde, em 1913, dá início no

país a Radiologia odontológica com a instalação do primeiro aparelho de raios X odontológico (Rosenthal, 1995)[51].

1.2- Considerações gerais

Apesar da elevada cultura científica presente na Europa no final do século passado, pouco tempo após o advento da descoberta do raio X, aparecem registros de seu uso abusivo e desenfreado e as primeiras notícias sobre efeitos biológicos danosos causados pela radiação (Cameron e Skofronick, 1978)[6].

O corpo humano é sensível aos efeitos das radiações ionizantes, incluindo-se as de origem natural, as provenientes de equipamentos radiológicos, de aceleradores de partículas ou de materiais radioativos. Isso se deve à capacidade de ionização[1] da radiação que pode trazer graves conseqüências aos tecidos vivos.

Os danos ocasionados pela radiação bem como os processos biológicos naturais de reparo, relacionam-se com a exposição sofrida pelo corpo podendo afetar diretamente as macromoléculas importantes do corpo, tais como as moléculas de Ácido Desoxiribonucléico (ADN ou DNA) ou indiretamente via ionização das moléculas de água e conseqüente formação de radicais livres que por sua vez se associam às moléculas de ADN. Em geral, exposição a baixas doses de radiação não surte efeitos facilmente detectáveis no tecido ou órgão exposto, entretanto, quando submetido a alta dose é possível o aparecimento dos efeitos somáticos (mal funcionamento do organismo irradiado). Estes são chamados efeitos determinísticos. Os efeitos de baixa dose denominados

[1] O processo de ionização inicia-se quando a radiação ionizante transfere energia para um átomo ejetando um elétron de uma de suas camadas eletrônicas. Forma-se então, um íon positivo e outro negativo, o átomo desfalcado de um elétron e o elétron expulso, respectivamente. No presente trabalho, a palavra ionização está implícita na expressão radiação.

efeitos estocásticos, podem surgir muitos anos após a exposição sob forma de câncer ou de alteração permanente da célula que é transmitida aos descendentes da pessoa irradiada, que é o efeito hereditário.

A compreensão da importância em evitar danos à saúde associada ao uso da radiação, levou a estudos no sentido de quantificar a dose de radiação recebida e mantê-la dentro de certos limites controláveis. Este fato motivou o despontar das primeiras organizações mundiais que estabeleceriam limites máximos permissíveis de dose de radiação para proteger trabalhadores ocupacionalmente expostos e o público em geral.

A Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação – ICRU, fundada em 1925, durante o Primeiro Congresso Internacional de Radiologia, tem por prioridade desenvolver normas com definições padrões aceitáveis internacionalmente abrangendo grandezas e unidades de radiação, procedimentos adequados na medição e aplicação destas grandezas em locais onde há pessoas que possam se expor à radiação, além da determinação de limites de dose permissíveis ou ocupacionais e para o público em geral, em proteção radiológica.

Técnicas na utilização da radiação foram sendo aprimoradas progressivamente com o desenvolvimento tecnológico na área da Física e Medicina Nuclear, ampliando as fronteiras do emprego das radiações. Esse encadeamento acarretou na estruturação da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), inicialmente designado Comitê Internacional de Proteção ao Raio X e ao Radium. Formou-se em julho de 1928, simultâneo ao Segundo Congresso Internacional de Radiologia, na cidade de Estocolmo. Desde então, seu campo de atuação, baseado em estudos para uniformizar métodos de medida da radiação na área de aplicação médica, ampliou-se englobando todas as situações em que pessoas estão expostas à radiação ionizante (BJR, 1928).

No início, a preocupação das comissões era a de limitar a dose de forma a evitar os efeitos visíveis como a queimadura. Nessa época a limitação do nível de radiação tinha como unidade a chamada dose eritema. Ao redor de 1927, quando os geneticistas H. J. Muller e L. J. Stadler (Casarett, 1968)[8], trabalhando respectivamente com *Drosophila* e com milho, confirmaram a possibilidade de ocorrência de danos genéticos causados pela radiação a proteção radiológica passou a objetivar a redução dos riscos, abaixando os limites a níveis aceitáveis. Ao longo dos anos, a elevação do conhecimento sobre os efeitos biológicos da radiação foi lenta e gradativa. Conseguiram-se resultados importantes em experimentos realizados com animais no Projeto Manhattan. Posteriormente acumularam-se os dados dos sobreviventes de Hiroxima e Nagasáqui, em que houve um aumento de incidência de leucemia infantil e recentemente os dados de Chernobyl que destacam o aumento de incidência de câncer de tireóide infantil.

O estabelecimento de limites máximos permissíveis de proteção do trabalhador e do público em geral dos danos biológicos da radiação firmou-se na necessidade encontrada pela ICRP em manter sua recomendação básica de que todas as exposições deveriam ser minimizadas tanto quanto for possível. Adotou-se o princípio ALARA, acrônimo de *As Low As Reasonably Achievable*, que até os dias atuais é conhecido como princípio básico das normas de proteção radiológica. Nesse sentido passou-se, então, a evolução dos conceitos de grandezas dosimétricas que seriam empregadas nas áreas de Radiologia diagnóstica, Medicina nuclear, radioterapia e proteção radiológica.

Hoje, as recomendações internacionais limitam a exposição à radiação baseando-se na grandeza dose efetiva que não é diretamente mensurável. Logo, para sua implementação houve a necessidade de se introduzir novas grandezas. Em 1985, a ICRU propôs, através de seu Report 39[32], um novo sistema de grandezas operacionais a ser usado na monitoração individual e de

área, para exposição externa. Mais tarde, em 1988, a ICRU publicou o Report 43, contendo dados e argumentos enfatizando a seleção das grandezas operacionais e em 1992, o Report 47[34] sob o título "*Measurements of Dose equivalents from external photon and electron radiations*", com instruções para medida, calibração e uso de coeficientes de conversão para transformar o kerma no ar em equivalentes de dose.

Nesse ínterim, em muitos países, os investigadores tentaram aplicar as novas recomendações em seus laboratórios, e apresentaram os resultados e as dificuldades encontradas no seminário em Braunschweig de 7 a 9 de junho de 1988: *Implementation of dose-equivalent operational quantities into radiation protection practice*. Um *workshop* foi também organizado em Villegen de 5 a 7 de maio de 1993 para discutir o impacto das publicações da ICRP e ICRU. Os trabalhos apresentados nesses encontros constam dos volumes especiais da revista Radiation Protection Dosimetry, v. 28, p. 1-2 (RPD, 1989)[52] e v. 54, p. 3-4 (RPD, 1994)[53].

A legislação brasileira (CNEN, 1988)[9] exige que a monitoração individual dos trabalhadores ocupacionalmente expostos à radiação ionizante seja realizada por "Serviços de monitoração individual externa" que dispõem de técnicas dosimétricas para medir doses de radiações gama e X. O Laboratório de Dosimetria do Instituto de Física da Universidade de São Paulo (IFUSP) presta esse tipo de serviço e é credenciado pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, a CNEN. Cumpre salientar que até o presente momento, a CNEN requer dos serviços a medida da dose equivalente em mSv que, por sua vez, é obtida da dose absorvida em mGy e transformada em mSv usando o fator de conversão: 1 mGy = 1 mSv. Além disso não se requer o uso de nenhum simulador do corpo humano para a obtenção da curva de calibração do monitor. Essa recomendação desconsidera o espalhamento da radiação, ocasionado pela

presença do corpo humano em um feixe de radiação, acarretando na determinação incorreta da dose equivalente.

Na próxima seção, pretendemos definir todas as grandezas de monitoração individual e de área, necessárias à compreensão da estimativa do equivalente de dose pessoal $H_p(10)$, ambiental $H^*(10)$ e direcional $H'(10,\alpha)$, objetivo primordial deste trabalho. Para tornar nosso propósito factível, apresentaremos no próximo capítulo as relações existentes entre as grandezas de proteção e de monitoração, abordando também as incertezas adicionais inerentes à dose efetiva causadas pelo fantoma[2] escolhido e a geometria do tórax usado para representar o corpo humano.

[2] Fantoma é o simulador do corpo humano constituído de material com densidade próxima aos elementos constituintes da matéria do corpo.

Aspectos relevantes para a interpretação das normas internacionais

2.1 - Grandezas de radiação e Unidades

Em proteção radiológica definem-se dois tipos de grandezas: as grandezas de proteção, apontadas pela ICRP como grandezas dosimétricas para o corpo humano, e as grandezas operacionais, que quantificam a radiação em termos das grandezas físicas, mensuráveis na prática e definidas pela ICRU. Discorremos sobre as grandezas e suas definições acompanhando a evolução do diagrama da Figura 1.

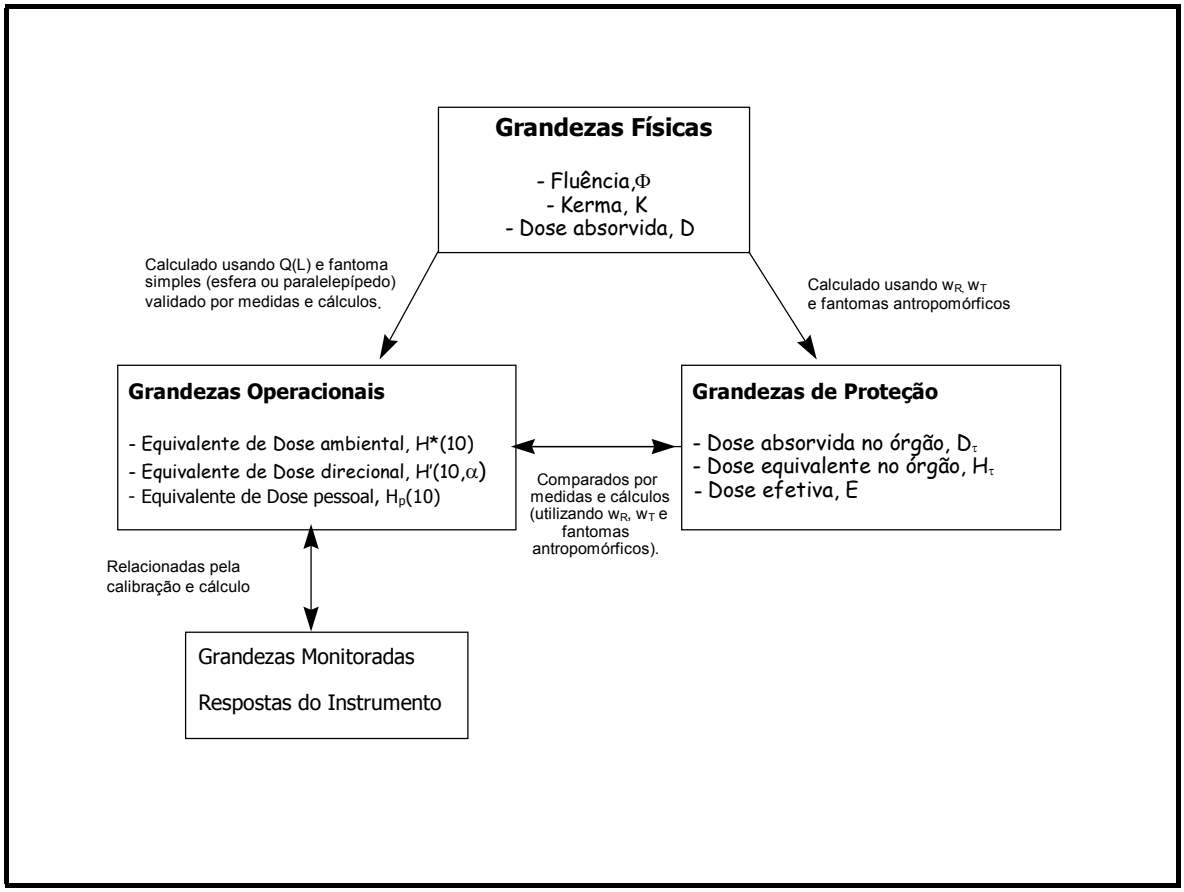


Figura 1 Relações entre as grandezas de proteção e operacionais com as grandezas físicas para fins de monitoração (ICRU, 1998).

2.2 - Grandezas Físicas

Entre as modificações ocorridas na matéria exposta à radiação ionizante, na prática, pode-se medir com boa precisão o acúmulo de energia depositada em um material irradiado. Definiremos a seguir, somente as grandezas dosimétricas relevantes a este trabalho que derivam do conceito dessa quantidade básica.

2.2.1 - Dose absorvida

Datada de 1953, a definição de dose absorvida (BJR, 1954)[2] era relacionada com a deposição de energia da radiação no tecido irradiado. Seus princípios genéricos simplificados facilitaram sua aceitação em um curto período de tempo e assim, sua ampla aplicação nos ramos envolvidos com radiação, mormente em radioterapia.

A princípio, a dose absorvida foi definida como a quantidade de energia cedida à matéria pelas partículas ionizantes por unidade de massa de material irradiada em um certo ponto. Sua introdução no campo médico e biológico foi acompanhada por sua unidade especial, o rad[3], que equivale a 100 ergs por grama. No S.I. corresponde a 10^{-2} $J.kg^{-1}$.

Em 1971, a ICRU definiu a dose absorvida, D, como o quociente de $d\bar{\varepsilon}$ por dm. Ou seja,

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \tag{1.1}$$

[3] Um rad é aproximadamente igual a dose absorvida depositada quando o tecido mole sofre a exposição de 1 roentgen em feixes de radiação X (ICRU, 1964).

onde $d\bar{\varepsilon}$ é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria em um elemento de volume e dm é a massa de matéria naquele elemento de volume (ICRU, 1971)[27]. Sua unidade continuaria sendo o rad[4].

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

Em 1980 (ICRU, 1980)[30] a definição de dose absorvida prevalece, contudo, sua unidade torna-se o gray (Gy) onde 1 Gy vale 1 $J.kg^{-1}$.

2.2.2 - Exposição

Uma vez adotada a grandeza dose absorvida, a ICRU reconheceu a necessidade de introduzir uma outra grandeza para a unidade roentgen que já vinha sendo usada desde 1928. Esta unidade foi a primeira, da área da Física das radiações, a ser introduzida e fornecia as melhores medidas quantitativas de exposição a raios X diagnósticos com as técnicas ora existentes. Entretanto, falhava uma vez que nem a grandeza correspondente e nem a sua natureza haviam sido explicitadas. O termo roentgen passou a ter duplo papel, o da grandeza e o da unidade, causando embaraço. O termo exposição foi, então, proposto pela primeira vez em 1956 pela ICRU para ser a grandeza cuja unidade era o roentgen, mas acabou não sendo implementado por ser segundo a ICRP, um termo amplo e mal definido permitindo várias interpretações como a confusão com a dose (ICRU, 1964)[24]. Enquanto buscavam-se soluções para o impasse gerado entre as duas comissões utilizava-se, a título provisório, o termo "dose de exposição". Este termo vigorou por alguns anos não sendo aceito ou mesmo considerado satisfatório uma vez que incluía a palavra dose. Ao final de quase uma década, dentre todas as sugestões propostas no

[4] Nas situações onde o rad pode ser confundido com o símbolo do radiano, utiliza-se rd como símbolo para rad (ICRU, 1964).

período, ambas às comissões acordaram com o termo que menos objeção sofreu: exposição, voltando a palavra originalmente proposta. É interessante destacar que essa escolha envolveu mínima mudança com relação à grandeza dose de exposição o que facilitaria o uso e a adaptação dos seus usuários.

Em 1968, o termo exposição passou a significar estar exposto à radiação ou ao material radioativo enquanto o termo dose torna-se genérico sendo atribuído a qualquer grandeza dosimétrica relevante (ICRU, 1968)[25]. Desde então, exposição (X) é definida como o quociente de dQ por dm dada pela expressão:

$$X = \frac{dQ}{dm} \tag{1.2}$$

onde dQ representa o valor absoluto das cargas elétricas de todos os íons com o mesmo sinal produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados pelos fótons em um elemento de volume de ar cuja massa é dm, são freados no ar (ICRU, 1971)[27]. Sua unidade especial no S.I. é o C/kg e 1 R = $2{,}58 \times 10^{-4}$ C/kg[5].

2.2.3 - Kerma

A grandeza kerma está relacionada com a energia cinética das partículas carregadas liberadas pelas partículas sem carga. O kerma se relaciona com a transferência inicial de energia à massa, enquanto que a dose absorvida à energia absorvida. A transferência e a absorção de energia ocorrem em lugares diferentes do meio e, dessa forma, o kerma e a dose absorvida ficam somente iguais em condições de equilíbrio eletrônico[6],

[5] Esta unidade é numericamente idêntica a unidade anterior que é definida como 1 e.s.u. da carga por 0,001293 gramas de ar. C é a abreviação para coulomb.

[6] Fótons que incidem na câmara de ionização produzem elétrons no processo de ionização que depositam assim a energia no interior do seu volume. Quando irradiamos a câmara com fótons de alta energia, elétrons depositam parte de sua energia fora do volume interno da câmara introduzindo erros na resposta final. Para corrigir essa situação coloca-se um certo material com espessura adequada chamada camada de equilíbrio

desprezadas as perdas de energia por produção de bremsstrahlung (ICRU, 1998)[36]. Quando o meio é o ar, e a energia dos fótons está na faixa daquela dos raios X diagnósticos, o kerma no ar (K_{ar}) e a dose absorvida são iguais. O kerma (K) é dado por:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \tag{1.3}$$

onde dE_{tr} é a somatória da energia cinética inicial de todas as partículas carregadas liberadas pelas partículas indiretamente ionizantes dentro de um elemento de volume do material especificado de massa dm (ICRU, 1971)[27].

A unidade do kerma é o rad, a mesma da dose absorvida que em 1980 foi substituída pelo gray (Gy) (ICRU, 1980)[30].

No presente trabalho a grandeza medida com câmaras de ionização no ar foi o kerma no ar.

2.3 - Grandezas de proteção radiológica

Dois tipos de grandeza foram introduzidos especificamente para serem usados em proteção radiológica: as de proteção, definidas pela ICRP e as operacionais, pela ICRU. O conjunto de grandezas de proteção recomendado pela ICRP, publicação 60 de 1991, inclui a dose equivalente no órgão ou no tecido e a dose efetiva que não são diretamente mensuráveis. Por outro lado, a ICRU define um conjunto de grandezas operacionais para monitoração de área e individual, a saber equivalente de dose ambiental e direcional para a primeira e o equivalente de dose pessoal para a segunda.

eletrônico ao redor da câmara para garantir que o número de íons produzidos no volume da câmara por partículas carregadas liberadas fora dele seja igual ao número de íons produzidos fora do volume por partículas carregadas geradas dentro do volume.

2.3.1 - Equivalente de dose

Oriunda de uma reunião entre a ICRU e a ICRP no ano de 1962, o equivalente de dose foi introduzido como uma grandeza para limitação da exposição do trabalhador à radiação. É interessante lembrar que nas normas da CNEN, a tradução de *dose equivalent* do inglês foi dose equivalente. Entretanto, nós aqui preferimos usar a tradução correta.

Os efeitos biológicos de uma dose absorvida D relacionam-se diretamente com a qualidade da radiação (tipo e energia efetiva[7] da radiação) e as condições de irradiação. Em proteção radiológica é necessária uma grandeza relacionada ao risco de radiação previsto. O equivalente de dose H mostra-se apropriado para esse fim (ICRU, 1971)[27]. Contudo, sua formulação inicial permitia diferentes interpretações em que, o H até poderia ser considerado como dose absorvida, uma vez que ambos são medidos em $J.kg^{-1}$. Acredita-se que esse impasse seria solucionado se o H representasse os riscos associados à radiação, incorporando a radio-sensibilidade relativa aos diferentes tecidos do corpo e a dor ou sofrimento relativo aos efeitos da radiação em tais tecidos. Esse primeiro ensaio sobre o tema não demorou a ser abandonado por não ter sido considerado prático (ICRU, 1985)[32]. Dessa forma, o equivalente de dose, representado por H, ainda era estimado para qualquer ponto de interesse no tecido humano sem nenhuma referência específica da parte do corpo a se colocar o detector para calcular o seu valor.

A relação entre H e D está vinculada a dois fatores adimensionais combinados; o fator de qualidade Q[8] relacionado ao tipo e à qualidade (física) das radiações e o fator de ponderação/modificação N relacionado a parte

[7] Energia efetiva de um feixe de raios X corresponde à energia de um feixe monoenergético de raios X que possui a mesma camada semi-redutora.
[8] Formalmente designado por QF

biológica[9]. Com seus valores tabelados podemos dizer que o produto dos fatores (Q.N) correlaciona os riscos da radiação do tecido irradiado. Logo, a expressão que permite o cálculo de H era dada por:

$$H = D \cdot Q \cdot N \tag{1,4}$$

A unidade especial do equivalente de dose era o rem onde necessariamente D seria expresso em rads.

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

Em 1980 (ICRU, 1980)[30] adota-se uma nova unidade no S.I. que é o Sievert (Sv) e 1 Sv equivale a 1 J. kg^{-1}.

O Sievert (Sv) prevalece até hoje como unidade especial para o equivalente de dose. Entretanto, em 1993, a definição de equivalente de dose foi modificada como sendo o produto de Q por D para um ponto no tecido, onde D é a dose absorvida e Q é o fator de qualidade para aquele ponto, ou seja

$$H = Q \cdot D \tag{1,5}$$

2.3.2 - Dose equivalente

A dose equivalente é uma grandeza famosa por ser polêmica e bastante discutida na literatura (O'brien et al., 1998)[46] devido a confusão que seu nome, sua representação e sua unidade causou em relação ao equivalente de dose. No Brasil, a situação se complica agora, com duas grandezas de nomes iguais: dose equivalente. Representada por H_T, a dose equivalente diferencia-se do equivalente de dose por considerar fatores de peso da radiação, o que é

[9] Adotou-se o valor 1 para o fator de modificação N durante muitos anos, mas pelas dificuldades encontradas em avaliá-la, acabou por ser eliminado.

relevante quando o campo de radiação utilizado é composto por tipos de radiações diferentes. Ela é dada pela expressão:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \tag{1,6}$$

onde w_R é o fator de peso da radiação R e $D_{T,R}$ é a dose absorvida média no tecido T devido à radiação R. Sua unidade no S.I. é o $J.kg^{-1}$ e também recebe o nome especial de Sievert (Sv).

2.3.3 - Dose efetiva

A partir dos resultados das pesquisas realizadas durante cerca de 10 anos sobre efeitos biológicos da radiação sofridos pelos sobreviventes das explosões das bombas atômicas de Hiroxima e Nagasáqui, os pesquisadores obtiveram novas informações acerca do efeito biológico mais temido, qual seja: o câncer.

Usando esses dados, em 1991 a ICRP (ICRP, 1991)[21] publicou um sistema conciso de proteção radiológica fundamentado em novos fatores de peso, filosofia e até nomenclatura para algumas grandezas. Esse sistema inclui limites de dose para trabalhadores derivados do conceito da dose efetiva, E. As grandezas definidas nessa publicação correlacionam diferentes tipos e energias de radiação incidentes no corpo com um fator de radio sensibilidade relativo aos diferentes tecidos tratando-os de forma aditiva.

A dose efetiva é a soma das doses equivalentes nos tecidos ou órgãos do corpo multiplicados pelo fator de peso de cada tecido e pode ser calculada pela seguinte expressão:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \tag{1,7}$$

onde H_T é a dose equivalente definida pela expressão (1.6) e w_T é o fator de peso para o tecido ou órgão T que é tabelado.

Assim, a ICRP (ICRP, 1991) [21] recomenda um limite de dose efetiva para trabalhadores ocupacionalmente expostos em:

$$E < 20 \text{ mSv/ano}$$

que é a média avaliada durante 5 anos ou seja, 100 mSv em 5 anos, com a restrição de que a dose efetiva não deve exceder a 50 mSv em um único ano. Além disso há a recomendação de limite de dose equivalente anual também para o cristalino dos olhos[10] que é de 150 mSv e para área da pele[11] de 1 cm^2, de 500 mSv, para prevenir os efeitos determinísticos, pois a limitação na dose efetiva de 20 mSv/ano é suficiente apenas para a proteção da pele contra os efeitos estocásticos. Para as mãos e pés o limite anual de dose equivalente é de 500 mSv. É importante também frisar que nessas doses não se incluem aquelas recebidas por exposições médicas nem por exposições à radiação natural.

Uma vez que a limitação de exposição à radiação é feita em termos de dose efetiva e ela não é mensurável torna-se então evidente a importância do conhecimento do grau de irradiação em termos numéricos, para comparação com os limites e com os níveis recomendados pela ICRP e outros organismos internacionais, como a Agência Internacional de Energia Atômica - IAEA (BSS-115, 1996)[5].

[10] O cristalino dos olhos , para fins de cálculo de dose, está localizado 3 mm abaixo da superfície dos olhos.
[11] A camada sensível da pele, para fins de cálculo de dose, está localizada a profundidade de 0,07 mm.

2.4 - Grandezas operacionais

Em virtude das grandezas de proteção radiológica que foram definidas na seção anterior não serem diretamente mensuráveis, a ICRU e a ICRP foram levadas a criar métodos eficientes para estimá-las.

Assim, as Comissões começaram por instituir as grandezas índices que quantificavam a radiação considerando-se o tronco do corpo como a região de interesse primário em proteção radiológica para fontes externas e de geometria simplificada (ICRU, 1971)[27]. Eram duas as grandezas, o *índice de dose absorvida* D_I e o *índice do equivalente de dose,* H_I, ambas estimadas sobre um ponto cujo valor máximo dessa grandeza era centrado em uma esfera de 30 cm de diâmetro, constituída de um material equivalente ao tecido mole[12], com densidade de 1 $g.cm^{-3}$, utilizado como modelo para simulação do tronco humano, denominada esfera ICRU (ICRU, 1976).

A inviabilidade na aplicação das grandezas índices levou a ICRU a definir novas grandezas operacionais para proteção radiológica substituindo as grandezas índices pelos equivalentes de dose ambiental, direcional e pessoal (ICRU, 1985)[32].

2.4.1 - Equivalentes de dose pessoal e ambiental

As recomendações da ICRP sobre os limites recomendados fundamentam-se na dose efetiva obtida da somatória de dose equivalente para os órgãos e tecidos de um indivíduo, valores estes ponderados com fatores de peso de cada tecido (ICRP, 1977)[20]. Espera-se que os valores de equivalentes de dose ambiental, direcional e pessoal sejam determinados a partir de

[12] O tecido mole é constituído por: 76,2% de oxigênio, 11,1% de carbono, 10,1% de hidrogênio e 2,6% de nitrogênio

detectores adequados para esse fim. No caso de equivalente de dose pessoal em operações de rotina, recomenda-se o uso de monitores calibrados em termos do equivalente de dose com estudos realizados irradiando monitores colocados em locais apropriados de um fantoma conhecido. O *report* 57 da ICRU (ICRU, 1998)[36] discute as relações entre os equivalentes de dose e a dose efetiva que apresentaremos na seção 4.6.5.

Em 1985 foram introduzidas as grandezas para monitoração de área, o equivalente de dose ambiental $H^*(d)$ e o equivalente de dose direcional $H'(d,\vec{\Omega})$.

O $H^*(d)$ foi definido em um ponto de um campo de radiação como sendo o equivalente de dose que seria produzido por um campo alinhado e expandido[13] em uma profundidade d na esfera ICRU, no raio oposto à direção $\vec{\Omega}$ do campo alinhado. Para radiações fortemente penetrantes[14] recomenda-se para d, a profundidade de 10 mm. O equivalente de dose ambiental H*(d) é apropriado para radiações fortemente penetrantes considerados como sendo fótons com energia maior do que 20 keV (ICRU, 1992)[34]. Por outro lado, o equivalente de dose direcional, $H'(d,\vec{\Omega})$, em um ponto de um campo de radiação é o equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido em uma profundidade d, sobre um raio na esfera ICRU, em uma direção especificada $\vec{\Omega}$. O valor recomendado para d no caso de radiação fortemente penetrante é 10 mm. No caso particular de um campo unidirecional, sua direção pode ser

[13] Os termos expandido e alinhado se aplicam a campos de radiação hipotéticos, derivados de campos reais. No caso de campo expandido, a fluência, a distribuição energética e a angular possuem, ao longo do volume de interesse, valores iguais as do campo real no ponto de referência (profundidade d na esfera ICRU). No campo expandido e alinhado permanece a definição, mas a fluência passa a ser unidirecional.

[14] Se o equivalente de dose recebido em uma pequena área da pele é no máximo 10 vezes maior que o equivalente de dose efetivo para um campo uniforme e unidirecional com orientação do corpo, a radiação é dita fortemente penetrante. E, se o equivalente de dose recebido em uma pequena área da camada sensível da pele é no mínimo 10 vezes maior que o equivalente de dose efetivo para uma dada orientação do corpo em um campo de radiação uniforme e unidirecional, a radiação é dita como fracamente penetrante (ICRU, 1985). Na prática, podemos considerar feixes de radiação de fótons com energia maior ou igual a 20 keV como sendo fortemente penetrantes e as menores do que 20 keV, radiações fracamente penetrantes (Lakshmanan, 1990).

especificada em termos do ângulo α entre o raio oposto ao campo incidente e a direção especificada $\vec{\Omega}$. Quando α equivaler a 0°, a grandeza H'(d,0°) pode ser escrita simplesmente H'(d) e que é por sua vez igual a $H^*(d)$. O angulo α está relacionado com a geometria de irradiação, tais como ântero-posterior(AP), lateral (LAT) e pôstero-anterior (PA), quando respectivamente α = 0°, 90° e 180°. A geometria ainda pode ser rotacional (ROT) e isotrópica (ISO, 1996)[40] especificando respectivamente as irradiações com feixe paralelo incidindo ortogonalmente ao eixo longo do corpo que rodopia ao redor desse eixo e aquelas por um campo em que a fluência por unidade de ângulo sólido é independente da direção. As duas grandezas possuem a mesma unidade especial, o Sievert (Sv).

Para monitoração individual o *report* 39 da ICRU (ICRU, 1985)[34] definiu o equivalente de dose individual penetrante, $H_p(d)$, para radiações fortemente penetrantes, e o equivalente de dose individual superficial, $H_s(d)$ para as radiações fracamente penetrantes[12]. O símbolo d em cada uma das grandezas refere-se a profundidade, em milímetros, no ponto onde a dose é calculada, que nesse caso, seria 0,07 mm e 10 mm, respectivamente. Em 1992 (ICRU, 1992)[34] essas duas grandezas foram unificadas em equivalente de dose pessoal: $H_p(d)$, definido como sendo o equivalente de dose no tecido mole sob um ponto especificado do corpo a uma profundidade apropriada d. Para radiação fracamente penetrante d = 0,07 mm e 3,0 mm, para a pele e o olho respectivamente enquanto que, para radiação fortemente penetrante, o valor recomendado é d = 10 mm.

Experimentalmente, as grandezas $H_s(d)$ e $H_p(d)$ seriam implementadas através das medidas com um detector colocado na superfície do corpo envolto por uma espessura apropriada de material tecido-equivalente[15]. Para tanto,

[15] Material com densidade de 1 g.cm^{-3} e massa composta de: 76,2% de oxigênio, 11,1% de carbono, 10,1% de hidrogênio e 2,6% de nitrogênio.

dever-se-ia efetuar uma calibração padronizada na superfície do tronco humano de forma a levar em conta a contribuição da radiação espalhada pelo corpo do usuário do monitor de radiação. Para a simulação foi recomendado o uso de um fantoma, a esfera ICRU (ICRU, 1980)[30]. Essa esfera foi tomada como uma representação adequada do corpo humano. Entretanto, segundo nosso conhecimento quase ninguém conseguiu implementar esse sistema, por dificuldades que discutiremos a seguir. Embora a definição original do $H_p(d)$ refira-se a deposição de dose no corpo humano, recentemente o ICRU fez sutil mudança na definição. Agora ela pode ser definida como a deposição da dose em um fantoma de material tecido-equivalente e a ICRU sugeriu a substituição da esfera por um paralelepípedo de polimetil metacrilato (PMMA), maciço ou contendo água.

2.5 - O novo fantoma

Dentre os problemas práticos que dificultam a utilização do fantoma esfera ICRU recomendada para calibração dos dosímetros individuais podemos citar: a dificuldade na fabricação, a ausência de material com a composição química do tecido-equivalente, a limitação na quantidade e nas dimensões dos monitores para colocar na frente do fantoma para a calibração, além dos problemas experimentais como o posicionamento da própria esfera no campo de radiação. Por outro lado também é necessário fazer considerações sobre o custo, a praticidade e a representatividade do fantoma quanto ao corpo humano para todas as radiações.

Assim, para substituição da esfera ICRU considerou-se em primeiro plano, a necessidade de calibração dos monitores sobre um fantoma apropriado que permitisse a uniformização do método para todos os usuários. Entre os

diversos modelos de objetos que foram testados, recomendou-se por fim, o fantoma em formato de paralelepípedo com dimensões 30 x 30 x 15 cm^3, sólido em PMMA. A grande vantagem desse fantoma é que vários monitores poderiam ser irradiados simultaneamente sobre a sua superfície, diferentemente da esfera onde apenas é possível irradiar um de cada vez. Esse fantoma não tem custo elevado, é facilmente construído em qualquer oficina mecânica mas apresenta desvantagens que podem resultar em complicações dosimétricas devido a diferenças na absorção e espalhamento comparado com o corpo humano.

Assim, não tardou a surgir um substituto para o fantoma sólido (ISO, 1996)[40]. Agora seria um simulador com mesma dimensão e também em PMMA, contudo oco, sendo preenchido esse espaço com água. Sua parede frontal deve ter espessura de 2,5 mm enquanto que as paredes restantes teriam 10 mm. Esse simulador é adequado por fornecer uma razoável aproximação das propriedades de retro-espalhamento do tronco humano em comparação a outro feito com o tecido ICRU, segundo *report* 4037 da *International Organization for Standardization,* a ISO (ISO, 1996)[40].

Analogamente a esfera ICRU, os coeficientes de conversão de kerma no ar para equivalente de dose foram calculados com o método de Monte Carlo para diferentes profundidades (incluindo 10 mm) para o novo fantoma, considerando-se a variação dos ângulos de incidência de radiação. Os coeficientes de conversão estão tabelados para radiações monoenergéticas e foram obtidos com geometria de irradiação idealizada através de modelos matemáticos antropomórficos (ICRU, 1998)[36].

Segundo instruções detalhadas no *report* 4037 da ISO (ISO, 1996)[40], para a determinação de $H^*(d)$, $H'(d,\alpha)$ as curvas de calibração devem ser obtidas, irradiando os monitores no ar, na ausência de qualquer fantoma, e

para a determinação de $H_p(10)$, na presença do fantoma paralelepípedo, preenchido com água.

2.6 - Objetivos específicos

O presente trabalho teve por objetivo estudar uma sistemática para a implementação de um sistema de monitoração de área e individual com monitores termoluminescentes que os trabalhadores potencialmente expostos à radiação colocam na lapela. Para tal, estudamos as possibilidades existentes para melhor avaliar as grandezas operacionais à profundidade de 10 mm. Essa escolha se deve ao fato da maioria dos usuários já monitorados pelo Laboratório de Dosimetria do IFUSP estarem expostos à radiação considerada penetrante.

Especificamente, as seguintes atividades foram realizadas:

- Produção e seleção de pastilhas de CaF_2 aglutinado com o NaCl em quantidade razoável à realização desse trabalho e seleção de detectores de fluoreto de lítio, TLD-100;
- Caracterização do feixe de radiação do aparelho de raios X Philips MG 450 pertencente ao Laboratório de Dosimetria;
- Elaboração do fantoma recomendado para calibração dos dosímetros para a obtenção de $H_p(10)$ segundo norma internacional (ISO, 1996) [40];
- Obtenção das curvas de dependência energética da resposta termoluminescente (TL) de detectores de CaF_2 e de TLD-100, ambos com e sem filtro de chumbo, com a energia da radiação incidente no monitor. Essas curvas fornecem os fatores de correção para a resposta TL do detector que são dependentes da energia do fóton incidente. A partir das curvas de dependência energética de cada tipo de sistema detector com ou sem filtro,

foram obtidas as curvas das razões entre elas que devem ser usadas na determinação da energia da radiação incidente no monitor;

- Realização de teste de desempenho, irradiando os monitores com fótons de várias energias e incidindo com diferentes ângulos;
- Análise dos resultados obtidos para a verificação de qual conjunto de detectores fornece melhores resultados;
- Discussão dos resultados obtidos e conclusão final.

3. Materiais e métodos

3.1 - Detectores utilizados

A medida de dose dos raios X e gama, na larga faixa de energia empregada neste trabalho, foi realizada com dois tipos de detectores: as câmaras de ionização e os monitores termoluminescentes.

Utilizamos dois tipos de câmaras de ionização para monitorar de forma controlada as exposições às radiações X e gama a que os monitores termoluminescentes foram submetidos. A comparação entre as respostas obtidas com cada equipamento foi possível mediante estimativa dos fatores de correção para exposições com radiação de qualidade conhecida. Discutiremos as qualidades da radiação adiante.

3.2 - Câmara de ionização tipo A

O modelo que designamos tipo A trata-se de um dosímetro Farmer, modelo 2570 A, série 666, fabricado pela empresa Nuclear Enterprises Ltd. Ele é acoplado a uma câmara de ionização de forma cilíndrica, tipo Dedal, modelo 2571, série 1103, com parede fina de material com baixo número atômico, para diminuir a atenuação do feixe de raios X de energia baixa ao atravessá-la. Possui eletrodos com alto grau de pureza, fixos a uma haste de alumínio que é conectada à entrada do dosímetro através de um cabo extenso com baixo ruído.

As principais características da câmara de ionização tipo A podem ser observadas na Tabela 1 e na Figura 2.

Tabela 1: Características da câmara de ionização tipo A.

Dimensões relevantes da câmara de ionização dedal	
Volume sensível	0,69 cm^3
Comprimento total	24,1 mm
Eletrodo externo de grafite (diâmetro interno)	6,3 mm
Eletrodo interno de alumínio (diâmetro externo)	1,0 mm
Comprimento do eletrodo interno	20,6 mm
Espessura da parede de carbono do dedal	0,36 mm
Capa de equilíbrio eletrônico	3,87 mm
Resolução	0,003 Gy
Linearidade	$\pm$ 0,05%
Uso da câmara de ionização sem capa de equilíbrio eletrônico	50 keV a 300 keV e ^{137}Cs
Uso da câmara de ionização com capa de equilíbrio eletrônico	^{60}Co

Figura 2: À esquerda está o dosímetro modelo 2570 A, série 666, fabricado pela empresa Nuclear Enterprises Ltd com sua câmara de ionização coberta pela capa de equilíbrio eletrônico e com um cabo TNC triaxial de 10 m. À direita, uma ampliação da câmara de ionização tipo Dedal, modelo 2571, série 1103 com sua capa de equilíbrio eletrônico ao lado.

3.3 - Câmaras de ionização tipo B e tipo C

O outro dosímetro utilizado na monitoração de radiação é o modelo 9015 da empresa Radcal Corporation (ver Figura 3). Constitui-se de um conversor modelo 9060 que é conectado à câmara de ionização, através de um cabo extenso que permite manter o equipamento fora do campo de radiação que se está medindo. A câmara de ionização, modelo tipo B, dedal 10x5-6 e a câmara de ionização tipo C, modelo 10x45-180 cujas características estão na Tabela 2, são acopladas ao conversor.

Tabela 2: Características relevantes das câmaras de ionização (tipo B e tipo C).

Dimensões ativas das câmaras de ionização tipo B e tipo C		
Modelo da câmara de ionização:	**10x5-6 tipo B**	**10x45-180 tipo C**
Volume sensível	6 cm^3	180 cm^3
comprimento	38,4 mm	-
diâmetro do eletrodo externo de grafite	24,5 mm	117,9 mm
seção transversal	-	100 cm^2
Dependência energética (câmara com capa de equilíbrio eletrônico)	± 5,0 %, 20 keV a 1,33 MeV	± 5,0 %, 30 keV a 1,33 MeV

Figura 3: Unidade de controle de Radiação modelo 9015 da câmara de ionização tipo B e tipo C da empresa Radcal Corporation. Ao lado da unidade de controle está o conversor modelo 9060 acoplado a câmara de ionização, modelo tipo A dedal 10x5-6 junto com sua capa de equilíbrio eletrônico de PMMA com espessura de parede de 5,0 mm. O conjunto é acoplado com cabo OO 90C5-6 de 6 m. Na parte superior da figura, presa ao suporte, está a câmara de ionização tipo B modelo 10x45-180.

3.4 - Uso das câmaras de ionização

Iniciamos os primeiros testes com cada câmara de ionização avaliando os fatores externos que poderiam comprometer as respostas obtidas com elas durante a irradiação dos monitores termoluminescentes.

Irradiamos separadamente cada câmara de ionização diversas vezes com raios X de qualidade conhecida, nos certificando da repetibilidade da resposta a uma dada exposição (ICRU, 1982)[31]. Durante as irradiações dos monitores termoluminescentes, a linha de referência, que existe na haste da câmara de ionização, ficou sempre voltada em direção à fonte de radiação.

Este procedimento assegurou o mesmo posicionamento da câmara de ionização em relação ao alinhamento do campo para aquela geometria.

Padronizamos a ligação de ambos os equipamentos utilizados na tomada elétrica, cerca de 40 minutos antes das medições, para que ocorresse a estabilização elétrica e térmica dos seus componentes. Após a estabilização e antes do início do uso, no caso da câmara de ionização tipo A, introduzimos correções nas leituras devidas a temperatura e pressão atmosférica da sala de irradiação e fator de calibração. A temperatura foi determinada com termômetro de mercúrio, fixo na própria sala enquanto que, os valores da pressão atmosférica foram obtidos em barômetro de mercúrio do Laboratório Didático do IFUSP. Nas câmaras de ionização tipo B e tipo C, os fatores de correção tanto da pressão atmosférica quanto da temperatura são introduzidos automaticamente via circuito interno de compensação. O fator de calibração utilizado para cada câmara consta do certificado de calibração de cada equipamento.

Além da temperatura e da pressão, a umidade relativa do ambiente afeta as respostas obtidas com as câmaras de ionização gerando correntes de fuga. Para evitar esse tipo de problema, acondicionamos o equipamento quando fora de uso dentro de estufa a 40° C. Ainda assim, vez ou outra, o instrumento apresentou correntes de fuga impossibilitando temporariamente o seu uso. Nessa situação, removemos a umidade do equipamento deixando-o secar por períodos de 8 a 12 horas em estufa à temperatura de 45° C. Adotamos como procedimento primordial, 24 horas antes de cada irradiação, acionar o desumidificador na sala de irradiação para diminuir a umidade do ar ambiental.

Quando irradiamos as amostras com os raios gama do ^{60}Co, utilizamos as câmaras de ionização com capa de equilíbrio eletrônico enquanto que, com os raios X abaixo de 300 keV não é necessária sua utilização. Para a câmara de ionização tipo A, utilizamos a capa de equilíbrio eletrônico comercial (ver

Figura 2) e para a câmara de ionização tipo B uma capa de equilíbrio eletrônico cilíndrica, com 5,0 mm de espessura de PMMA, confeccionada na Oficina de Manutenção do Departamento de Física Nuclear (ver Figura 3).

As respostas fornecidas para kerma no ar pelas câmaras de ionização são estimadas através da expressão

$$Kar = R \,.\, Ktp \,.\, Kcal \qquad (3,0)$$

onde K_{ar} é o kerma no ar em unidades de gray (Gy), R é a resposta da leitura fornecida pela câmara (R), K_{cal} é o fator de calibração fornecido por laboratório de metrologia quando o instrumento é calibrado e K_{tp}, é o fator de correção devido à pressão e a temperatura, dado pela expressão

$$K_{tp} = \frac{1013}{P} \times \left(\frac{T + 273,2}{273,2 + T_f} \right) \qquad (3.1)$$

onde P é a pressão atmosférica em unidades de mbar, T é a temperatura dada em graus Celsius sendo que os valores 1013 mbar e T_f são parâmetros fixos de cada equipamento. Para a câmara de ionização A o valor de T_f é 20° C enquanto que, para as câmaras B e C, T_f vale 22° C. A resposta da grandeza física medida com a câmara de ionização emprega o fator de conversão estabelecido como

$$1 \text{ R} = 0,00873 \text{ Gy} = 0,000258 \text{ C/kg} = 0,010 \text{ Sv}$$

No período de aquisição de dados para este trabalho, as câmaras de ionização foram calibradas no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN/CNEN, em São Paulo e no Laboratório Nacional de Metrologia das

Radiações Ionizantes, no Instituto de Radioproteção e Dosimetria, IRD/CNEN, no Rio de Janeiro[16].

3.5 - Detectores termoluminescentes

Os detectores termoluminescentes (TLD) empregados são o fluoreto de cálcio natural (CaF_2) e fluoreto de lítio (LiF). Podemos observá-los na Figura 4. Ambos são fósforos TL de uso rotineiro em dosimetria, com boa eficiência na medida de baixas doses, de baixo custo e reutilizáveis com características conhecidas e amplamente divulgadas na literatura (Okuno, 1971, 1996)[47,48], (Trzesniak et al, 1990)[57], (Yoshimura, 1980)[60], (Bhatt at al, 1994)[1].

Figura 4: À esquerda estão os detectores TL de fluoreto de cálcio natural (CaF_2) e à direita os detectores TL de fluoreto de lítio (TLD-100).

[16] Segundo Norma da Comissão Nacional de Energia Nuclear (NE - 3.02 "Serviços de Radioproteção"), o sistema de medida utilizado como padrão de referência deve ser previamente calibrado em laboratório de metrologia credenciado pela CNEN.

3.6 - Detectores termoluminescentes de CaF2

Preparamos um grande número de detectores TL de CaF_2 a partir do minério bruto de tonalidade verde, proveniente da cidade de Criciúma, Santa Catarina.

Iniciamos o processo pulverizando o cristal de CaF_2 em almofariz. A seguir, o material foi aquecido em forno a $(400 \pm 5)^\circ$ C durante 30 minutos. Esse processo terminou por esfacelar os grãos, eliminando as moléculas de água contidas no material. O pó de CaF_2 foi então peneirado para separação dos grãos entre 75 μm e 177 μm usando peneiras Tyler, fabricadas pela Empresa Bertel Indústria Metalúrgica Ltda.

Então, empregamos novo tratamento térmico em forno à temperatura de $(600 \pm 5)^\circ$ C, durante 15 minutos, seguido de resfriamento rápido, para esvaziar armadilhas profundas TL do material preenchidas com radiação natural. O tratamento térmico consecutivo do pó à $(400 \pm 5)^\circ$ C pelo período de duas horas (Okuno e Watanabe, 1972)[48] faz com que a resposta TL se torne estável, deixando-o pronto para ser utilizado.

Para facilitar o manuseio, compactamos o pó de CaF_2 misturado com um aglutinante em uma pastilha sólida, prensada a frio (ver Figura 4). Foi usado para isso o conjunto dosador - pastilhador (Trzesniak et al, 1990)[56] do Laboratório de Dosimetria do IFUSP. A proporção de material utilizado foi de 60:40 de CaF_2:NaCl; este último faz papel de aglutinante permitindo a produção de pastilhas. Um posterior aquecimento diminuiu em muito sua higrocospicidade.

Fabricamos 900 pastilhas para assegurar um lote homogêneo durante todo o trabalho, uma vez que há um desgaste natural delas devido à deficiência de sua estabilidade mecânica com o uso.

Selecionamos um grupo de pastilhas através da determinação da massa e da altura de pico dosimétrico TL, cujos resultados serão discutidos no próximo capítulo.

A seleção da pastilha por massa foi realizada com balança analítica do Laboratório de Alvos do Departamento de Física Nuclear.

Iniciamos o processo de seleção pela altura de pico TL, realizando o tratamento térmico em forno pré-aquecido à temperatura de $(400 \pm 5)^{\circ}$ C durante 20 minutos seguido de resfriamento rápido, que é o tratamento padrão entre um uso e outro. No tratamento térmico, sempre utilizamos o conjunto bandeja-bloco de alumínio preservando a identidade inicial estabelecida para cada pastilha. Embalamos as pastilhas em sala iluminada com fonte de luz vermelha evitando assim, o efeito de fototransferência[17]. No processo de embalagem, colocamos cada pastilha em concavidade própria da placa de lucite, com espessura de 5 mm cada. Tampamos essa placa com outra de lucite também com 5 mm, para estabelecer a condição de equilíbrio eletrônico no momento da irradiação com os raios gama do ^{60}Co. O conjunto foi envolto em plástico preto opaco à luz.

Irradiamos as pastilhas na sala de irradiação para baixas doses do Laboratório de Dosimetria, IFUSP, com radiação gama emitida por fonte de ^{60}Co, à distância de 190 cm, durante 24 horas, com kerma no ar de 0,8 mGy.

Após irradiados, realizamos as medidas (leituras) de luz TL emitida por cada pastilha, em aparelho leitor de TL construído no Laboratório de Dosimetria do IFUSP. Durante todas as leituras foram reproduzidas as mesmas condições iniciais adotadas para cada pastilha.

[17] Fototransferência é o fenômeno que permite a transferência de portadores de carga de armadilhas profundas para as rasas a partir da exposição do fósforo à luz ultravioleta e visível comprometendo assim, os dados dosimétricos.

Entre o intervalo de irradiação e a leitura, armazenamos as pastilhas em estufa à temperatura de 34° C, protegendo-as de alterações climáticas ambientais, que podem reduzir sua resistência mecânica.

3.7- Detectores termoluminescentes de LiF

Os detectores de fluoreto de lítio utilizados são o LiF:Mg,Ti conhecido comercialmente como TLD-100, fabricados pela Harshaw Chemical Co. Em formato de paralelepípedo, os detectores de LiF usados são prensados à temperatura alta (ver Figura 4, seção 3.5).

Para selecionar os detectores de LiF, utilizamos os procedimentos descritos para as pastilhas de CaF_2 mencionados anteriormente. Logo, nessa seção, iremos destacar apenas as características relevantes durante o processo de seleção deles.

Iniciamos o recozimento térmico dos TLD-100, colocando-os em bandeja de alumínio ao forno à temperatura de $(400 \pm 5)^\circ$ C durante uma hora seguido de resfriamento rápido à temperatura ambiente. Em seguida os TLD-100 sofreram novo tratamento térmico, em forno à temperatura de $(100 \pm 5)^\circ$ C, durante duas horas, sendo novamente resfriado rapidamente até alcançar a temperatura ambiente. Esse é o tratamento padrão do TLD-100 entre um uso e outro

Em virtude dos TLD-100 serem pouco sensíveis à luz ambiente não são necessários cuidados especiais em manter o ambiente às escuras durante o processo de preparo térmico, de embalagem e irradiação dos monitores.

Irradiamos os TLD-100 na sala de irradiação para baixas doses do Laboratório de Dosimetria, IFUSP, com radiação gama emitida por fonte de ^{137}Cs, a distância de 190 cm, com kerma no ar de 6,40 mGy.

As características mantidas no leitor durante a leitura dos TLD-100 podem ser observadas na Tabela 3, na seção 3.10.

Quando fora de uso, o lote de TLD-100 era acomodado em embalagem hermeticamente fechada, uma vez que leituras TL espúrias poderiam surgir ocasionadas por arranhões, rachaduras e até mesmo a contaminação por poeira ou pó de CaF_2 na superfície do cristal TLD (Yoshimura, 1980)[60].

3.8- A preparação dos monitores termoluminescentes

Terminado o tratamento térmico, os detectores TL de CaF_2 e de LiF são embalados em plástico opaco e em plástico transparente, respectivamente, sendo selados com ferro de soldar quente. Eles são presos em papelão (cartolina) onde consta sua identificação e o conjunto é colocado em porta dosímetros opacos à luz. Esse procedimento pode ser observado na Figura 5. O papelão utilizado durante todo o trabalho foi de $(0{,}20 \pm 0{,}05)$ mm de espessura.

Em geral, cada porta dosímetro continha um número par de detectores TL sendo que, metade ficava entre filtros com $(0{,}50 \pm 0{,}05)$ mm de chumbo, denominado Pb para estabelecer a condição de equilíbrio eletrônico dos monitores no momento da irradiação com a radiação gama do ^{60}Co e a outra metade sem filtro, foi chamado janela aberta (JA). Convém ressaltar que segundo as normas (IEC, 1991) [38], os detectores TL assim embalados são conhecidos como monitores ou dosímetros.

Figura 5 À esquerda estão os detectores de CaF_2 (parte inferior) e de LiF (parte superior) embalados em plástico opaco e em plástico transparente, respectivamente, fixos a cartolina. Para cada par de detectores um deles é envolto em filtro de (0,50 ± 0,05) mm de chumbo e outro, sem filtro. O conjunto de detectores é colocado dentro do porta-dosímetro opaco à luz devidamente identificado constituindo assim, o monitor termoluminescente (à direita). As pastilhas com seu invólucro e os filtros de Pb estão na parte central da figura.

3.9 - O Leitor TL

Efetuamos a leitura dos detectores de radiação em um leitor TL do Laboratório de Dosimetria do IFUSP (Diaz et al., 1994)[129]. Nesse equipamento, o detector TL é colocado sobre uma placa de liga de platina que é aquecida linearmente. A taxa de aquecimento utilizada consta na Tabela 3.

A quantidade de luz TL emitida pelo monitor é captada por uma fotomultiplicadora, que decodifica o sinal em pulsos, remetendo-os a um contador de fótons. O sinal adquirido é armazenado em computador acoplado ao sistema adjunto às informações de temperatura vindas de um termopar de chromel-alumel conectado à placa de liga de platina.

Colocamos filtros entre o fósforo e a fotomultiplicadora para absorver sinais espúrios e a luz incandescente emitida pela liga de platina (ver Tabela 3). Durante as leituras dos detectores de radiação, avaliamos repetidas vezes a luz padrão e a leitura de fundo[18], constatando não existir modificações no ganho do equipamento.

As leituras dos detectores de CaF_2 foram realizadas com a sala de leitura às escuras, sob pequena fonte de luz vermelha enquanto que, para os de LiF não foram necessários cuidados especiais nesse sentido. Durante todas as leituras mantivemos a face do detector, em que a radiação incidiu, em contato com a liga de platina (Trzesniak, 1985)[133].

Durante todo o trabalho não alteramos os parâmetros utilizados no equipamento leitor para obtermos boa repetibilidade da leitura TL com ambos os detectores (ver Tabela 3).

Tabela 3: Características dos parâmetros utilizados no programa de aquisição de dados do contador de fótons durante as leituras dos detectores de CaF_2 e TLD-100.

Detectores termoluminescentes:	**CaF_2**	**LiF**
Intervalo de tempo de amostragem (s)	0,2	0,2
Temperatura do início da leitura (° C)	40	40
Temperatura do fim da leitura (° C)	450	350
Taxa de aquecimento (° C/s)	16,7	16,7
Logaritmo do fundo de escala	10	10
Voltagem para o início da rampa de aquecimento (mV)	- 0,25	- 0,25
Filtros associados utilizados	Schott KG - 1 Corning 5-58 (na faixa do roxo)	Schott KG - 1 Corning 4-70 (na faixa do azul)

[18] Leitura de fundo é uma leitura realizada em aparelho leitor de TL, sem a presença de detector sob a placa de liga de platina. Nesse caso, o sinal detectado pode caracterizar: contaminação da gaveta por material utilizado anteriormente, a presença de luz externa ou ruído eletrônico.

3.10 - Sala de Irradiação

Irradiamos todas os nossos monitores nas salas de irradiação do Laboratório de Dosimetria, IFUSP, onde dispomos de um tubo de radiação X e fontes de radiação gama (^{60}Co e ^{137}Cs). Abaixo discriminaremos as fontes de radiação gama através de números, a saber:

3.10.1 - Fonte 1

Consiste de uma fonte selada de ^{60}Co, com atividade de 8,44 GBq (228 mCi), em 01/04/91. Ela está dentro de um irradiador com blindagem cilíndrica em chumbo construído no IPEN. Sua abertura é circular, com controle manual. O irradiador encontra-se próximo a uma das extremidades de uma mesa de isopor, suspensa, a 1,5 metros em relação ao solo para minimizar a quantidade de radiação espalhada pelo solo.

Durante as irradiações, colocamos os monitores em pequenos suportes de madeira (cavaletes), centrados em relação ao feixe primário de radiação gama.

Utilizamos essa fonte apenas para exposições com doses abaixo de 2,0 mGy. Para doses acima desse valor, os monitores foram irradiados com a fonte 3, descrita a seguir.

3.10.2 - Fonte 2

É uma fonte de ^{137}Cs, com atividade de 13,84 GBq (374 mCi), em 23/06/1983. Ela está também dentro de um irradiador construído no IPEN cujo formato é semelhante ao da fonte 1. A espessura de blindagem dessa fonte é menor do que a da fonte 1. Para as irradiações com essa fonte, prevaleceram as mesmas condições utilizadas para a fonte 1.

3.10.3 - Fonte 3

É uma fonte selada de radioterapia de ^{60}Co, com atividade de 555 GBq (15 Ci) em 22/09/1999, da empresa Picker X-ray Corporation. A fonte está contida em cabeçote esférico de chumbo, fixo em suporte de ferro que a mantém suspensa a 1,5 m em relação ao solo. Possui abertura quadrada, com colimadores variáveis, sendo acionada eletronicamente em painel de controle situado em sala anexa ao local em que se encontra o equipamento.

Durante as irradiações, colocamos os monitores TL alinhados com o feixe primário de radiação gama, presos em suporte de madeira e tela de nylon, para não perturbar o campo de radiação.

O suporte era posicionado sobre o conjunto mesa-carrinho-trilho, que permite variar a distância de posicionamento das amostras em relação a fonte através da graduação existente no trilho.

Utilizamos essa fonte para irradiações com dose acima de 2,0 mGy. Como a atividade dessa fonte é alta em comparação a das fontes 1 e 2, permite curtos períodos de exposição. Contudo, para irradiações com tempo inferior a 20 segundos, ocorre a interferência do tempo de acionamento de abertura e de fechamento da fonte que, embora corrigido comprometem a determinação das doses nos monitores. Nesse caso, utilizamos a fonte 1.

A estimativa do tempo de exposição Δt das amostras para as fontes emissoras de radiação gama foi feita através da expressão

$$X = \frac{\Gamma \times A \times \Delta t}{d^2} \qquad (3.2)$$

onde X é o valor da exposição, A, o valor da atividade da fonte, d, a distância entre a fonte e a amostra e Γ é a constante gama específica do isótopo ^{60}Co e vale $8{,}42 \times 10^{-13}$ Gy.cm^2. (Johns e Cunningham, 1974)[41]

3.10.4 - Tubo de raios X

O tubo de raios X utilizado é o modelo MG 450, da Philips. A Tabela 4 mostra algumas características relevantes desse tubo.

Tabela 4: Dimensões relevantes do tubo de raios X Philips MG 450.

Dimensões ativas	
Intervalo de tensão (variável)	20 - 420 kV
Estabilidade da tensão	± 0,3%
Repetibilidade da tensão	± 1,3%
Intervalo de corrente (variável)	0 - 15 mA
Estabilidade da corrente	± 0,2%
Repetibilidade da corrente	± 0,2%
Filtração inerente	2,2 mm de Berílio
Ângulo do ânodo	22°

O tubo de raios X está fixo em um suporte de ferro, suspenso a 1,5 metros em relação ao solo para minimizar o espalhamento (ICRU, 1970) da radiação X. Possui abertura circular com colimador fixo. É acionado eletronicamente em painel de controle situado em sala anexa ao local em que se encontra o equipamento.

Nas irradiações com os raios X, o procedimento adotado para posicionar os monitores foi idêntico ao descrito para a fonte 3. Vale ressaltar que, as duas fontes estão situadas na mesma sala de irradiação, distanciadas 1,5 metros uma em relação a outra e que, o sistema de irradiação não permite a utilização simultânea das duas fontes.

Durante as irradiações com radiação X utilizamos filtros adicionais fixos no colimador do aparelho, distante 21 cm do alvo onde são produzidos os

raios X. A Tabela 5 mostra a relação dos filtros adicionais utilizados nesse trabalho.

Tabela 5: Filtros adicionais utilizados no tubo de raio X

Número	Material	Espessura (mm)
1	Alumínio	2,0
2	Alumínio	4,0
3	Cobre	0,1
4	Cobre	0,5
5	Cobre	1,0
6	Chumbo	2,0
7	Chumbo	8,0
8	Thoraeus I	0,4 Sn + 0,25 Cu + 1,0 Al
9	Thoraeus II	0,8 Sn + 0,25 Cu + 1,0 Al
10	Thoraeus III	2,0 Sn + 0,25 Cu + 1,0 Al

3.11 - Fantoma

As curvas de dependência energética necessária para a determinação do equivalente de dose pessoal, uma das grandezas operacionais estudadas neste trabalho, foram obtidas com monitores TL irradiados na presença de um fantoma simulador do tronco humano (ICRU, 1985) [32].

Ele foi construído na Oficina Central do IFUSP, tendo forma de paralelepípedo com volume de 30 x 30 x 15 cm^3 repleto de água. Possui parede frontal com 2,5 mm de espessura e das paredes laterais e traseira, a base e o tampo com 10 mm de espessura em PMMA (ISO, 1996) [40], conforme Figura 6.

Durante as irradiações, o fantoma manteve-se à distância de 327 cm do ponto focal do tubo de raios X, distância suficientemente longe das paredes e demais objetos da sala de irradiação evitando possível influência de radiação espalhada estranha ao experimento.

Em cada irradiação utilizamos um número pequeno de monitores (2), para evitar perturbação significativa no campo de radiação devido à radiação espalhada (Barttlet et al., 1994).

Figura 6 Fantoma em formato de paralelepípedo com volume de 30 x 30 x 15 cm^3 repleto de água. Sua parede frontal é de 2,5 mm de espessura e as paredes laterais, traseira, a base e o tampo, de 10,0 mm em PMMA. Para destacar as dimensões do fantoma foi misturado corante azul à água do seu interior.

3.12 - Mapeamento do Campo

Mapeamos o campo de radiação produzido pelo tubo de raios X e pela fonte 3, para nos certificarmos da sua homogeneidade.

Estipulamos uma qualidade de radiação e medimos os valores de exposição, em R, com a câmara de ionização tipo A, para intervalos de 3 cm entre um ponto e outro, em um plano, marcado com um quadriculado de fio de nylon atrás da câmara de ionização de forma a não perturbar o campo de radiação. O mapeamento do campo do tubo de raios X foi realizado para duas distâncias; uma fixada em 198 cm - distância utilizada para irradiação no ar e outra em 327 cm - distância utilizada para irradiação dos monitores sobre a superfície do fantoma. Neste caso, toda a superfície do fantoma está sendo irradiada. Mapeamos o campo com a fonte 3 à distância fixa em 127 cm.

O arranjo experimental utilizado nesta seção pode ser visto na Figura 8, retirando-se os filtros e o colimador representados na figura pelas letras B e C, respectivamente e mantendo a câmara de ionização tipo A em distâncias pré - definidas.

3.13 - Calibração dos detectores TL

Todas as irradiações realizadas durante o presente trabalho foram acompanhadas por um grupo de detectores envoltos em filtro de Pb, denominado grupo de calibração. Isso é feito porque os detectores TL sem nenhum filtro respondem diferentemente a irradiações com os raios gama do ^{60}Co e do ^{137}Cs, principalmente das fontes 2 e 3, devido ao sistema de irradiadores, com o mesmo valor de kerma no ar, porém com variação da sua posição em relação a fonte (e naturalmente do intervalo de tempo). O mesmo não acontece com os detectores envoltos em filtros de Pb. Este fato nos levou a concluir que nas salas de irradiação onde estavam instaladas essas fontes havia muita radiação espalhada de baixa energia, que era absorvida pelo filtro de chumbo. Além disso, a espessura do filtro de Pb utilizada é exatamente

aquela necessária à produção do equilíbrio eletrônico no detector quando irradiado com os raios gama do ^{60}Co. Dessa forma, a solução encontrada para a obtenção das curvas de calibração foi irradiar todos os detectores envoltos em filtros de Pb.

Para a obtenção das curvas de calibração, os monitores foram irradiados a distâncias de 127 cm e 190 cm das fontes 3 e 1 (seção 3.10), respectivamente, para diferentes valores de kerma no ar (no intervalo de 0,2 a 8,0 mGy, uma vez que as doses mais comumente recebidas pelos usuários monitorados pelo Laboratório de Dosimetria estão nessa faixa). A leitura dos detectores de calibração foi realizada em ordem alternada aos demais detectores TL utilizados em todos os experimentos efetuados e aqui apresentados.

Com o resultado da leitura dos detectores do grupo de calibração, fizemos o ajuste linear da curva para as alturas médias de pico TL dosimétrico do CaF_2 e do TLD-100 em função do kerma no ar. A Figura 7 é uma das curvas de calibração utilizadas. O seu coeficiente angular relaciona a intensidade TL com o kerma no ar. O inverso desse valor foi usado como fator de calibração: f_{cal} = kerma no ar/altura de pico.

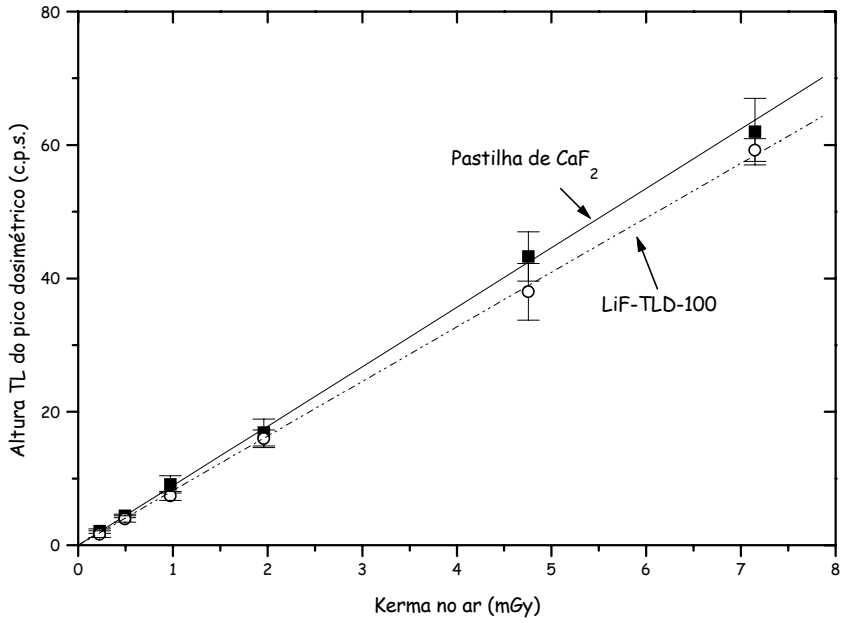


Figura 7: Curva de calibração típica obtida através das alturas médias do pico TL dosimétrico do CaF_2 e do TLD-100 em função do kerma no ar. Os pontos são experimentais e as retas foram obtidas através de ajuste linear.

3.14 - Determinação da qualidade da radiação

A qualidade da radiação deve ser especificada segundo distribuição espectral de um feixe de radiação X para assegurar exatidão nos valores de potencial utilizados em tubos de Raios X (ICRU, 1964)[24]. Um método alternativo ao da detecção do espectro, na medida das qualidades do feixe de radiação de referência[19] consiste na determinação de valores da primeira e da segunda camada semi-redutora (CSR), do coeficiente de homogeneidade (h) e

[19] A qualidade e filtração da radiação X é caracterizada segundo Padrão Internacional, através dos parâmetros: energia efetiva, resolução, camada semi-redutora (CSR) e coeficiente de homogeneidade (h) com valores estipulados em tabelas (ISO, 1996).

da energia efetiva concordante com as incertezas estabelecidos pela ISO (ISO, 1996) [40].

Para determinar as qualidades dos feixes de raios X a serem utilizados, efetuamos as medidas de dose para a determinação da CSR no centro do feixe primário do campo de radiação X gerada pelo tubo.

Centralizamos a câmara de ionização tipo A com um colimador de chumbo com abertura circular de 2,0 cm de diâmetro minimizando assim, a quantidade de radiação espalhada pelo atenuador (ICRU, 1964) [24]. Ambos foram alinhados com o feixe primário de radiação X estando distanciados a 120 e 62 cm do ponto focal do tubo de raios X, respectivamente. A Figura 8 representa o esquema do sistema de determinação da CSR para o feixe de raios X.

Determinamos a CSR para cada tipo de feixe a partir da curva de atenuação da intensidade transmitida através de filtros absorvedores com espessuras diferentes conforme Tabela 9, no próximo capítulo.

Os valores de energia efetiva serão considerados razoáveis quando, para feixes de raios X estreito e largo[20] acima de 30 keV, eles corresponderem a ± 3% em relação aos valores das radiações de referência e para valores de energias menores do que 30 keV, a ± 5%. Segundo esse critério, quando um feixe de radiação possui a primeira e a segunda CSR com ± 5% de incerteza em relação aos valores da norma, ambos os feixes são considerados idênticos (ISO, 1996) [40].

[20] As radiações de referência foram especificadas pela ISO (ISO, 1996), que as caracterizou através da resolução do espectro. Entre as radiações de referência podemos citar: as séries do espectro estreito (com resolução de 27 a 37%) e as do espectro largo (com resolução de 48 a 57%). Recomenda-se que a resolução de um desses espectros de referência a ser estabelecida esteja dentro de ± 10% dos valores listados nas tabelas da ISO.

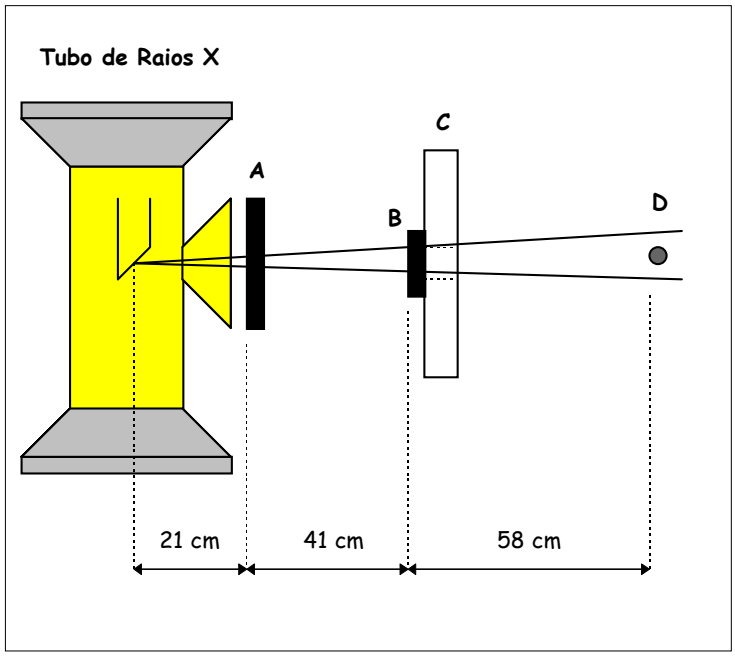


Figura 8: Desenho esquemático do sistema de determinação da CSR para o feixe de raios X. A letra **A** representa a posição do(s) filtro(s) adicional (is), **B**, a posição dos absorvedores de cobre ou alumínio, **C**, a posição do colimador de chumbo com abertura circular de 2,0 cm de diâmetro e **D**, a posição da câmara de ionização tipo A, todos alinhados com o feixe primário de radiação X.

3.15 - Irradiação dos monitores para diferentes ângulos de incidência

Os monitores de CaF_2 e TLD-100 foram irradiados no tubo de raios X com energias efetivas de 34 keV, 61 keV e 130 keV à distância de 327 cm do ponto focal do tubo de raios X, no ar e na presença de um fantoma, para diferentes ângulos de incidência.

Os ângulos de incidência da radiação seguiram critérios baseados nos conceitos da óptica geométrica, e situavam-se nos quatro semi-planos formados por dois planos perpendiculares ao plano do monitor e perpendiculares entre si, ou seja , na posição em que havia uma interseção entre esses dois planos na normal ao monitor para os ângulos; 0°, 30°, 45° e 60° (IEC, 1991) [38]. O posicionamento dos detectores durante a irradiação pode

ser observado na Figura 9 (Guimarães et al., 1998)[130]. Quando fixo em um fantoma, a geometria não foi alterada exceto pela presença do fantoma atrás do monitor.

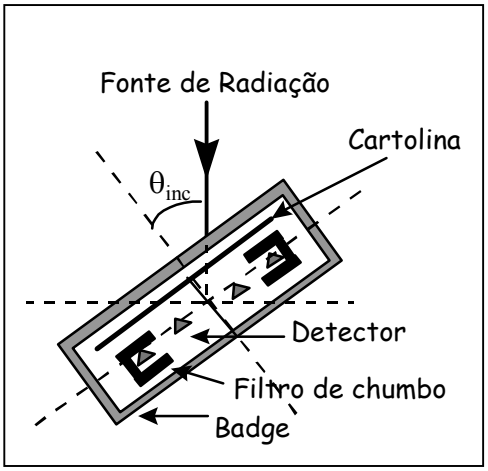


Figura 9 Representação esquemática do arranjo experimental utilizado para realizar o teste de dependência angular determinando a resposta dos monitores TL expostos aos fótons de radiação com diferentes ângulos de incidência (θ_{inc}).

3.16 - O algoritmo de cálculo

O termo algoritmo de cálculo é a denominação dada ao método desenvolvido durante este trabalho para determinar o H*(10), o H'(10,α) e o H_p(10), aplicado (nominal) e o avaliado (determinado) que iremos descrever a seguir dividindo-o em etapas.

A primeira etapa consiste em preparar um conjunto de monitores contendo apenas pastilhas de CaF_2 e outros apenas de TLD-100, estando metade dos detectores envoltos em filtro de Pb e a outra metade sem filtro. Separamos alguns monitores desse conjunto para comporem o grupo de calibração (seção 3.13).

Medimos a grandeza kerma no ar com a câmara de ionização tipo A posicionado no centro do feixe de radiação, no ar, no local onde será feita a irradiação do monitor em teste. A seguir, irradiamos os monitores com fótons na ausência ou na presença do fantoma, quer seja para a determinação respectivamente de $H^*(10)$, $H'(10,\alpha)$ ou $H_p(10)$, cujas características eram idênticas às utilizadas anteriormente para a medida de kerma no ar.

Genericamente, os equivalentes de dose <u>nominal</u> ou aplicados são calculados pela expressão:

$$H(10,\alpha)_{nominal} = K_a \,.\, f_{conv}(E).\, R(10,\alpha) \qquad (3.3)$$

onde $H(10,\alpha)_{nominal}$ é o valor administrado da grandeza ($H_p(10)$, $H^*(10)$ ou $H'(10,\alpha)$) dado em função do ângulo α de incidência da radiação; K_a é o kerma no ar medido segundo descrição acima, f_{conv} é o fator de conversão ($H(10)/K_a$) tabelado[21], fornecido em unidades de Sv/Gy e $R(10,\alpha)$ é o fator de correção adimensional para incidência do fóton diferente da normal (ICRU, 1998) [36]. Nas incidências normais $R(10,\alpha) = 1$.

A segunda etapa do processo consiste na determinação experimental dos valores das grandezas operacionais com os dados dos monitores TL. Nesse caso, os equivalentes de dose são <u>determinados</u>[22] pela expressão:

$$H(10,\alpha)_{determinado} = A \,.\, f_{cal} \,.\, f_{corr}(E) \,.\, f_{conv}(E) \qquad (3.4)$$

onde $H(10,\alpha)_{determinado}$ é a grandeza que se pretende estimar ($H_p(10)$, $H^*(10)$ ou $H'(10,\alpha)$), A é a altura do pico TL obtida da leitura dos detectores TL, f_{cal} é o fator de calibração obtido na seção 3.13 em Gy/altura de pico TL, $f_{corr}(E)$ é o fator de correção para a dependência energética, extraído da curva de dependência energética das Figura 23, Figura 24, Figura 25 e Figura 26 e

[21] Os fatores de conversão utilizados neste trabalho foram extraídos de norma internacional (ICRU, 1998) e são discutidos na seção 3.17.

[22] O valor determinado é aquele obtido a partir das leituras dos detectores TL.

$f_{conv}(E)$ é o fator de conversão tabelado[6] fornecido em unidades de Sv/Gy. Como os $f_{corr}(E)$ e $f_{conv}(E)$ dependem da energia, é necessária a determinação da energia do fóton incidente no monitor antes de mais nada. Isso é feito a partir da razão entre as alturas do pico TL medidas de detectores sem filtro e com filtro e de detectores de diferentes tipos, ambos sem filtros e com o auxílio das curvas correspondentes de razão tipo 1 e 2 das Figura 27, Figura 28 e Figura 29.

3.17 - Coeficientes de conversão de kerma no ar para grandezas equivalentes de dose

Os coeficientes de conversão relacionam grandezas de proteção não diretamente mensuráveis tais como a dose equivalente, H_T, no órgão ou tecido ou a dose efetiva, E e as grandezas operacionais $H^*(d)$, $H'(d,\alpha)$ e $H_p(d)$ com as grandezas físicas mensuráveis tais como a fluência de partícula Φ, o kerma no ar K_a e a dose absorvida D.

É importante observar que apesar dos coeficientes de conversão serem obtidos através de cálculos teóricos via simulações computacionais iniciando com o cálculo de distribuição de dose absorvida, usando códigos de transporte baseados na técnica de Monte Carlo, eles se ajustam razoavelmente às situações práticas do dia - à - dia do usuário de monitores individuais. Nesse sentido, merecem destaque as considerações especiais quanto à geometria do campo e a qualidade do feixe de radiação incidente empregadas sobre diferentes modelos antropomórficos utilizados na obtenção dos coeficientes. Encontra-se disponível na literatura extensa quantidade de tabelas com coeficientes de conversão calculados (Grosswendt, 1989, 1991, 1992) e medidos (Will, 1989) para diferentes tipos de fantomas e feixes.

Ponderamos a escolha dos coeficientes de conversão para determinar o $H_p(10)$, o $H'(10,\alpha)$ e o $H^*(10)$, conforme feixe de radiação, forma e material do fantoma empregado. No presente trabalho usamos os coeficientes de conversão designados como $C(10) = H(10)/K_a$, em unidades $Sv.Gy^{-1}$, fornecidos em normas internacionais (ISO, 1996)[40] (ICRP, 1996) (ICRU, 1998)[36]. Na Figura 10 estão apresentados os coeficientes de conversão $C_p(10) = H_p(10)/K_a$ em função da energia média da radiação para diferentes feixes. Pode-se verificar facilmente que não há diferença significativa entre o conjunto de coeficientes selecionados e recomendados pelas diferentes normas. Para o $H'(10,\alpha)$ e o $H^*(10)$ os coeficientes empregados estão nas Tabela 23 e Tabela 24, no apêndice.

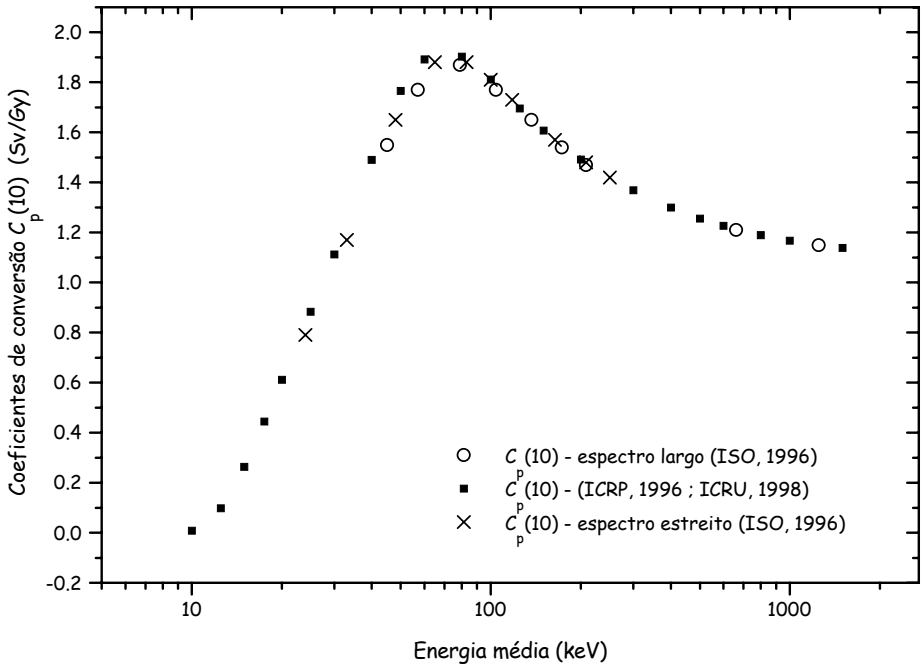


Figura 10. Coeficientes de conversão $C_p(10)$ de kerma no ar para o equivalente de dose $H_p(10)$ para fantoma em forma de paralelepípedo 30 x 30 x 15 cm^2, preenchido com água, para irradiações com raios X, com ângulo de incidência zero e qualidade de radiação com espectro largo e estreito (ISO, 1996) (ICRP, 1996) (ICRU, 1998) (ISO, 1996).

3.18 - Teste de desempenho dos monitores de radiação

Uma vez que as características do monitor a ser usado na monitoração individual e de área estiverem conhecidas, os monitores devem ser submetidos a um teste de desempenho. Para tal, eles devem ser expostos à radiação com parâmetros previamente conhecidos, tais como: energia, ângulo de incidência no monitor e equivalente de dose. A seguir, alguns desses parâmetros devem ser avaliados (determinados) e comparados com os valores aplicados (nominais) para verificar o desempenho dos monitores TL em teste (IEC, 1991)[38].

Os valores das grandezas operacionais determinados neste trabalho e submetidos a avaliação com os testes de desempenho são o $H_p(10)$ para fins de monitoração individual, e o $H'(10,\alpha)$ e o $H^*(10)$ para fins de monitoração ambiental (ICRU, 1985)[32], (ICRU, 1992)[32]. Analisamos o desempenho dos monitores contendo CaF_2 e TLD-100 quanto a sua linearidade (resposta para diferentes valores de kerma), dependência energética (resposta em relação à energia dos fótons incidentes) e dependência angular (resposta em relação ao ângulo de incidência da radiação).

Devemos ressaltar que para executarmos o teste de dependência energética e angular, foi necessário simularmos situações em que os monitores são expostos à radiação no ar ou no corpo de um usuário. Em ambos os casos, é possível imaginar diversos conjuntos de condições de medida para representar a situação real de exposição de rotina a que os usuários estão sujeitos. Nenhum deles, porém, abrange todos os casos possíveis aplicados ao uso dos monitores principalmente quando o usuário se movimenta no campo de radiação. Assim como, na prática, não podemos reproduzir um estudo com número infinito de situações possíveis, vamos nos restringir a irradiações em que as energias das radiações sejam de 34 keV, 61 keV, 130 keV e os ângulos de

incidência da radiação no monitor sejam de 0°, 30°, 45° e 60°, conjuntos que melhor representam o comportamento dos monitores dentro de um feixe de radiação. No caso de teste de dependência energética mais dois feixes com energias de 662 keV e 1250 keV foram incluídos. Os parâmetros e os detalhes dos testes de desempenho estão na Tabela 6.

Tabela 6: Parâmetros característicos empregados na realização dos testes de desempenho para monitores TL contendo CaF_2 e TLD-100.

Teste de desempenho	Parâmetros característicos do teste
Linearidade	Irradiação no ar e sobre o fantoma com valores de kerma no ar de 0,2, 2,0, 20,0 e 100,0 mGy com fótons de 34, 61, 130, 662 e 1250 keV. O ângulo de incidência é 0°
Dependência energética	Irradiação no ar e sobre o fantoma com radiação X de 34, 61 e 130 keV e gama do ^{60}Co e ^{137}Cs. Os ângulos de incidência são 0°, 30°, 45° e 60° e o valor de kerma no ar variável.
Dependência angular	Irradiação no ar e sobre o fantoma com radiação X de 34, 61 e 130 keV. Os ângulos de incidência são 0°, 30°, 45° e 60° e o valor de kerma no ar variável.

Estamos interessados, entretanto, em uma simulação realista que seja compatível com as condições diárias de uso dos monitores. Assim, após todos os monitores terem sido irradiados, sua identificação foi alterada por terceiros mantendo-se desconhecida para nós durante todo o processo. Nosso problema então, restringiu-se à determinação dos valores das grandezas operacionais dos monitores irradiados no ar e sobre o fantoma com radiação incidente, no caso, desconhecido.

Utilizamos dois conjuntos de monitores: um contendo pastilhas de CaF_2 e outro TLD-100. Em cada monitor havia 2 detectores (Pb e JA). As energias efetivas da radiação, os valores de kerma no ar, e os ângulos de incidência da radiação utilizados para irradiá-los constam da Tabela 7

Tabela 7: Parâmetros utilizados nas irradiações no ar e sobre a superfície do fantoma dos monitores contendo detectores de CaF_2 e TLD-100, na realização dos testes de desempenho.

Energia da radiação incidente (keV)	Ângulo de incidência da radiação (°)	kerma no ar (monitor no ar) (mGy)	kerma no ar (monitor no fantoma) (mGy)
1250 (^{60}Co)	0	0,29	0,29
1250 (^{60}Co)	0	0,29	0,29
1250 (^{60}Co)	0	0,29	0,29
1250 (^{60}Co)	0	2,32	2,31
1250 (^{60}Co)	0	2,32	2,31
1250 (^{60}Co)	0	2,32	2,31
1250 (^{60}Co)	0	23,20	23,06
1250 (^{60}Co)	0	116,00	46,12
662 (^{137}Cs)	0	0,25	-
662 (^{137}Cs)	0	2,28	-
662 (^{137}Cs)	0	24,60	-
34 keV	0	0,53	0,53
34 keV	0	5,00	5,05
34 keV	30	4,70	4,82
34 keV	45	4,30	4,44
34 keV	60	3,50	3,71
61 keV	0	0,44	0,47
61 keV	0	1,14	1,23
61 keV	0	6,83	7,38
61 keV	30°	6,55	7,15
61 keV	45°	6,07	6,72
61 keV	60°	5,60	5,85
130 keV	0	1,01	1,11
130 keV	0	6,43	7,05
130 keV	30	6,30	6,91
130 keV	45	6,10	6,62
130 keV	60	5,65	6,06

3.19 - Curva trombeta

A curva trombeta (Figura 11) engloba um método de avaliação do desempenho de monitores TL, largamente empregada e discutida na literatura

(Böhm et al, 1994) (Bhatt et al, 1994)[1]. Originário da norma internacional (ICRP, 1982) para serviços de dosimetria, seu uso garante que o valor da grandeza operacional obtida, $H(10)_{determinado}$, pode ser considerado razoável quando a razão entre o seu valor e o valor nominal $H(10)_{nominal}$, estiver limitado em um intervalo pré-estabelecido. Os limites inferior e superior que definem esse intervalo são obtidos com a expressão:

$$\frac{1}{1{,}5}\times\left(1-\frac{2\cdot H_0}{H_0+H(10)_{[nominal]}}\right)\leq\frac{H(10)_{[determinado]}}{H(10)_{[nominal]}}\leq 1{,}5\times\left(1+\frac{H_0}{2\cdot H_0+H(10)_{[nominal]}}\right) \tag{3.5}$$

O fator 1,5 limita o desvio máximo na medida de equivalente de dose com nível de confiança de 95% (ICRP, 1982). $H(10)_{determinado}$ está simbolizando a grandeza operacional $H_p(10)$ ou $H^*(10)$ ou $H'(10,\alpha)$ determinada com nosso algoritmo; $H(10)_{nominal}$ é o valor aplicado dessa grandeza e H_0 corresponde ao nível de registro[23] recomendado internacionalmente em 0,2 mSv para um mês, período de uso dos monitores TL rotineiramente.

[23] Nível de registro é o nível de referência que, quando alcançado ou previsto de ser excedido, faz com que os resultados do programa de monitoração da grandeza envolvida devam ser registrados (CNEN, 1988).

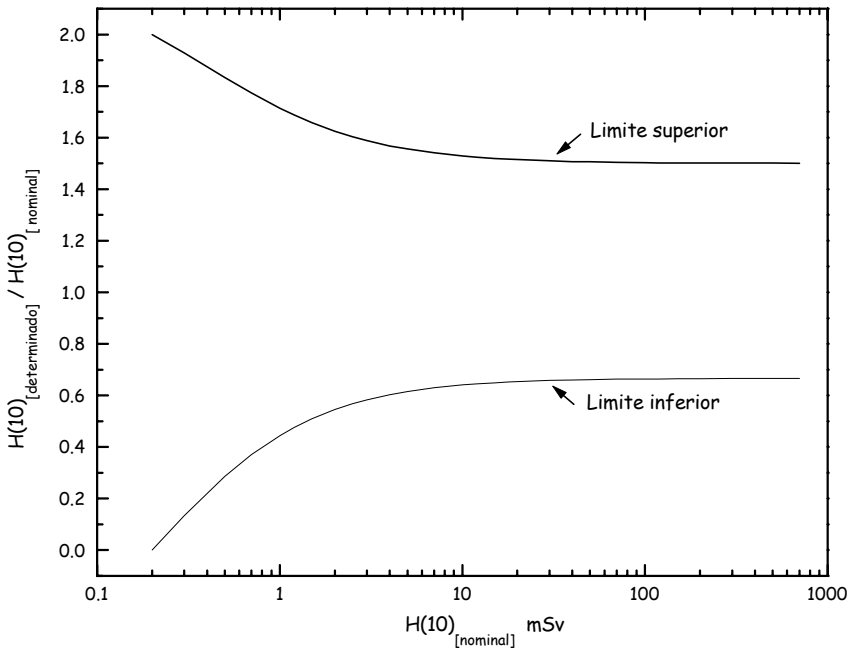


Figura 11 Curva trombeta recomendada na norma internacional (ICRP, 1982).

4. Resultados e discussões

4.1 - A seleção dos detectores de CaF_2

É necessário e indispensável submeter todos os detectores que serão utilizados na monitoração pessoal a um processo de seleção, para assegurar a repetibilidade dos resultados obtidos com seu uso. Sendo assim, selecionamos previamente o lote de pastilhas, primeiro através da medida da massa seguido da determinação da altura de pico dosimétrico TL.

4.1.2 - Determinação da massa

Medimos a massa das 900 pastilhas de CaF_2 produzidas em balança analítica, separando-as em quatro grupos que estão listados na **Tabela 8.**

Tabela 8: Lote de pastilhas de CaF_2 distribuídas em grupos conforme sua massa.

grupo	Intervalo de massa (± 0,05) mg	Quantidade de Pastilhas
1	39,00-39,99	131
2	40,00-40,99	354
3	41,00-41,99	294
4	(m < 39,00) ou (m ≥ 42,00)	121

O parâmetro escolhido na seleção do grupo baseou-se exclusivamente na quantidade de detectores em que se encontrava o detector. O grupo selecionado para este trabalho foi o de número 2.

As pastilhas, devidamente identificadas, foram acomodadas em estojo com tampo de PMMA, confeccionado na Oficina Central do IFUSP, permitindo-nos conhecer cada detector, a seqüência de tratamento, a irradiação e a leitura a que ele foi submetido.

4.1.3 - Determinação da altura de pico

Terminada a primeira seleção das pastilhas em função da massa, realizamos uma re-seleção pela determinação da altura de pico termoluminescente (TL).

A altura de pico TL dosimétrico ou a área sob a curva de emissão TL podem ser utilizadas como medida de termoluminescência (McKeever, 1985). Durante este trabalho optamos por valores de altura de pico TL (Okuno e Watanabe, 1972) considerando apenas o pico dosimétrico III uma vez que ele é linear até cerca de 100 Gy (Okuno, 1971) (Sunta et al., 1994). A Figura 12 ilustra a curva de emissão TL característica dos detectores de CaF_2.

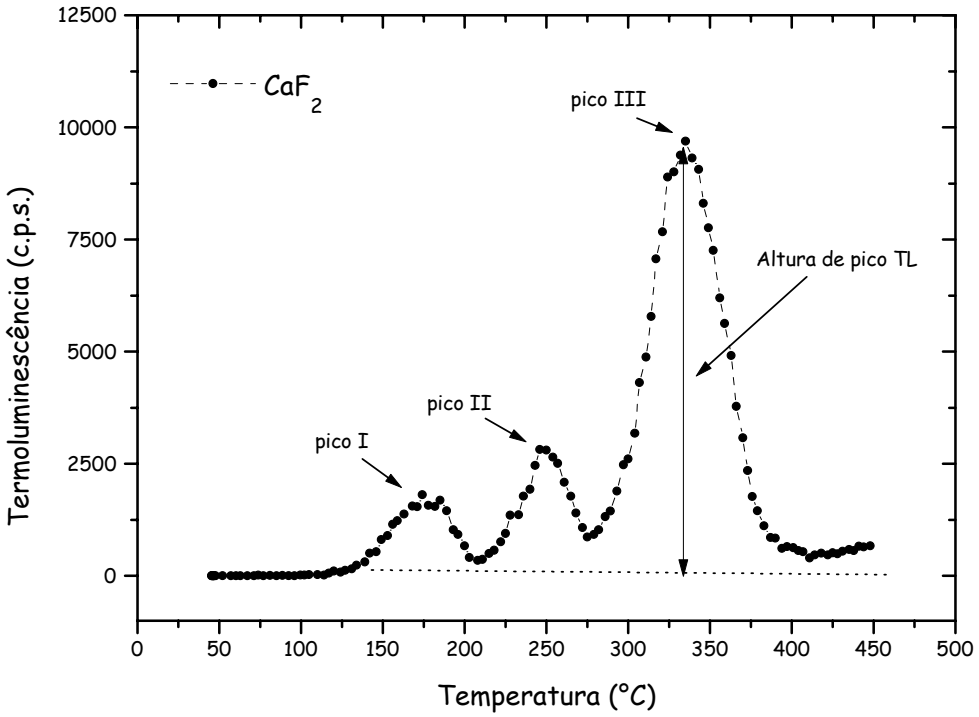


Figura 12: Curva de emissão TL típica de uma pastilha de CaF_2:NaCl obtida com taxa de aquecimento de 16,7°C/s.

Após a irradiação simultânea do grupo de pastilhas com uma dada exposição, efetuamos a leitura das pastilhas ininterruptamente. As

características mantidas no leitor durante a leitura das pastilhas CaF_2 estão na Tabela 3, na seção 3.10. Elaboramos histograma das alturas de pico TL em função da freqüência que está na Figura 13.

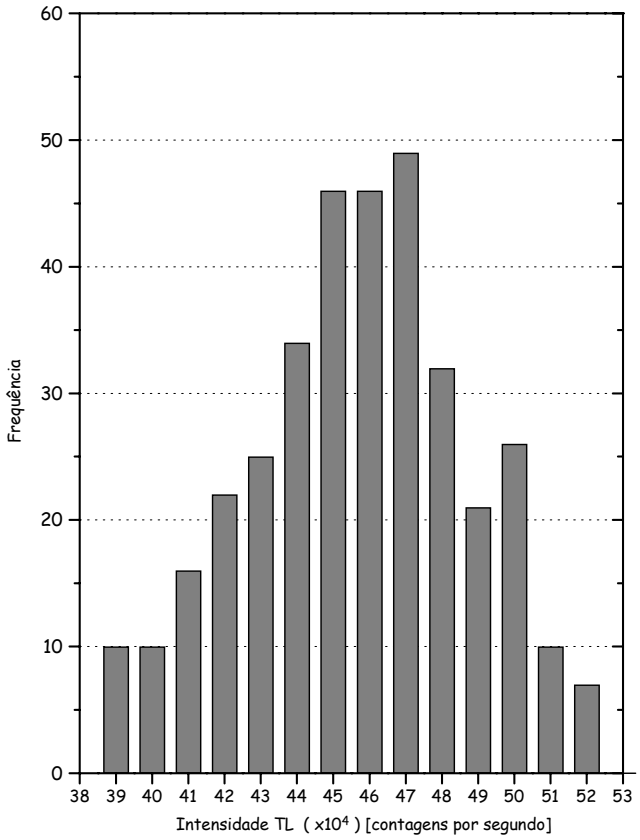


Figura 13: Histograma das alturas do pico dosimétrico III do CaF_2, com média e desvio padrão da média em (46,50 ± 0,16) x 10^4 contagens por segundo, para o conjunto de 354 pastilhas em função da freqüência

Tomamos um grupo menor de pastilhas escolhidas aleatoriamente e repetimos o procedimento por duas vezes, desde o tratamento térmico, a irradiação simultânea das pastilhas até a leitura. Analisando o comportamento desses detectores observamos que não há tendenciosidade na distribuição das pastilhas, fator importante, uma vez que o conjunto de detectores selecionados

deve apresentar dispersão devida exclusivamente ao erro estatístico, não apresentando contribuições sistemáticas (Trzesniak, 1985).

Segundo norma internacional (IEC, 1991), a resposta de qualquer detector de um lote[24] selecionado não deve divergir da de qualquer detector do mesmo grupo por mais de 30%. Caso isso ocorra, o detector deve ser excluído do lote, justificando-se uma possível heterogeneidade no processo de sua fabricação.

Analisando o histograma, obtivemos o desvio máximo relativo dado por

$$\frac{A_{max} - A_{min}}{A_{min}} \tag{4.1}$$

onde A é a resposta do detector, no caso, altura de pico, o valor de 33%. Uma vez que, iríamos necessitar de, no máximo, 250 detectores para o presente trabalho, restringimos os valores de A ao intervalo de $42{,}0 \times 10^4$ a $48{,}0 \times 10^4$ contagens por segundo. Assim, o grupo selecionado ficou constituído de 254 detectores com desvio máximo relativo de 14%.

O grupo restante de detectores foi armazenado em embalagem hermética para uso posterior em outros trabalhos.

4.2 - A seleção dos detectores TLD-100

Uma vez que os TLD-100 foram adquiridos da Harshaw Chemical Co., o grupo de detectores encontrava-se pré-selecionado através dos parâmetros dimensão $(3 \times 3 \times 1)\ mm^3$ e massa, necessitando apenas serem selecionados através da altura de pico TL.

O tratamento térmico (seção 3.7) empregado nos detectores TLD-100, faz com que a curva de emissão TL seja constituída apenas dos picos 4 e 5, sendo este último o pico dosimétrico conforme pode ser visto na Figura 14. A resposta TL do TLD-100 é praticamente linear até aproximadamente 1-10 Gy

[24] Lote de detectores ou monitores TL é um grupo de detectores manufaturados com características idênticas

começando a ser supralinear a partir desse valor (Cameron et al., 1968) (Sunta et al., 1994) (McKeever et al., 1995).

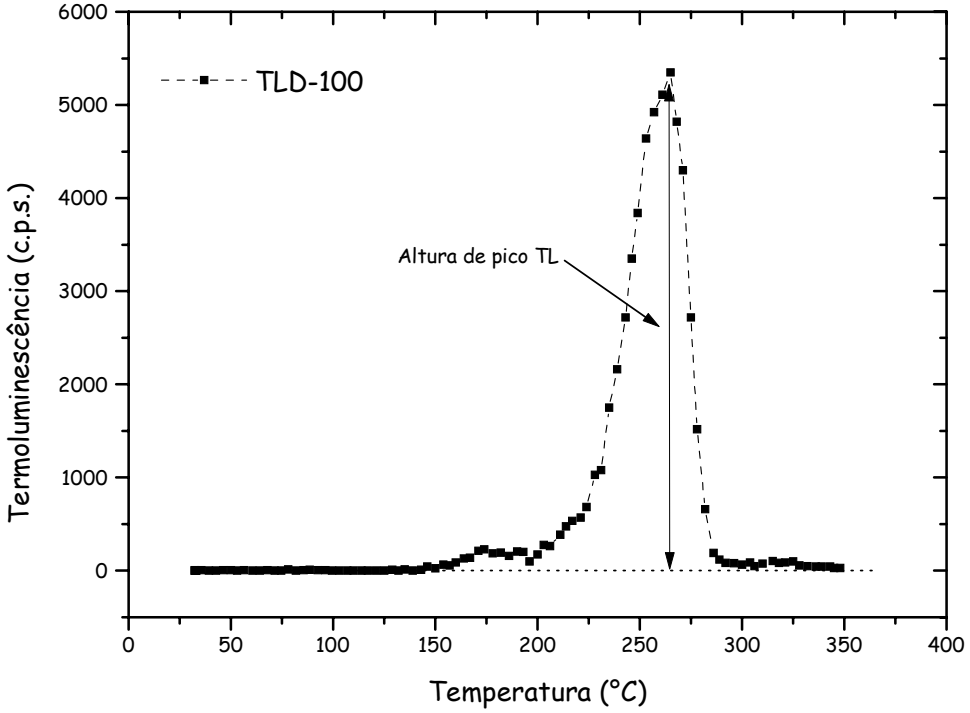


Figura 14: Curva de emissão TL típica do TLD-100 obtida com taxa de aquecimento de 16,7°C/s. A altura de pico dosimétrico 5, foi utilizada como medida de termoluminescência.

A partir das leituras de cada detector TLD-100 elaboramos o histograma da Figura 15, das alturas de pico TL em função da freqüência.

Visando garantir a boa repetibilidade dos TLD-100, restringimos o lote de detectores aos intervalos de altura de pico entre $4,6 \times 10^7$ e $4,7 \times 10^7$ contagens por segundo. Os demais TLD-100 foram incorporados à rotina do laboratório, posteriormente. O grupo final continha 124 detectores com desvio máximo relativo de 2%. Essa quantidade de detectores foi suficiente para o presente trabalho, uma vez que eles são extremamente resistentes às

de funcionamento, compatíveis com prescrições estabelecidas (IEC, 1991).

variações ambientais e ao manuseio. A escolha do desvio máximo relativo pequeno (2%) se deve ao fato de que, em alguns experimentos, os TLD-100 serviram de referência para os detectores de CaF_2.

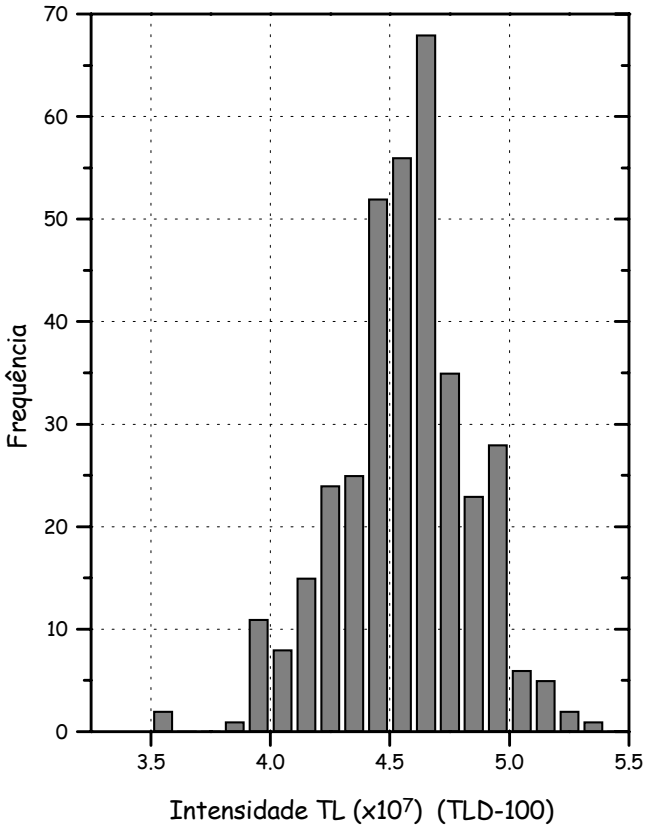


Figura 15: Histograma das alturas do pico dosimétrico 5 da curva de emissão TL do TLD-100, com média e desvio padrão da média em (4,600 ± 0,016) x 10^7 contagens por segundo, para o conjunto de 362 TLD-100 em função da freqüência

4.3 - Caracterização do feixe de radiação do aparelho de raios X

A caracterização do feixe de raios X consiste na determinação dos parâmetros característicos das qualidades de radiação que serão utilizadas neste trabalho. Assim, discutiremos a seguir os resultados encontrados para a primeira e a segunda camada semi-redutora (CSR) e o coeficiente de homogeneidade (h), sempre comparando os valores obtidos com aqueles recomendados por norma internacional (ISO, 1996).

Salientamos que todos os feixes de radiação utilizados neste trabalho são feixes de radiação fortemente penetrantes pois somente estes são apropriados para estimar o H*(10) e o $H_p(10)$.

4.3.1 - Camada Semi-Redutora (CSR)

A partir da atenuação da intensidade transmitida através dos absorvedores de alumínio ou de cobre, determinamos a CSR para feixes de radiação X. A primeira e a segunda CSR correspondem à espessura de material que reduz o kerma no ar para 50% e 25% do valor inicial, respectivamente. (Johns e Cunningham, 1974).

A Figura 16 é um exemplo de como determinamos a primeira e a segunda CSR para um feixe de raios X. Nesse caso, fixamos os parâmetros do tubo de raios X com tensão de 250 kVp, corrente de 15 mA e acrescentamos um filtro adicional, o de número 9 (Tabela 5). Cada ponto na curva da figura em questão corresponde ao valor médio do kerma no ar de duas medições com o dosímetro tipo A, no ar, posicionado conforme Figura 2.

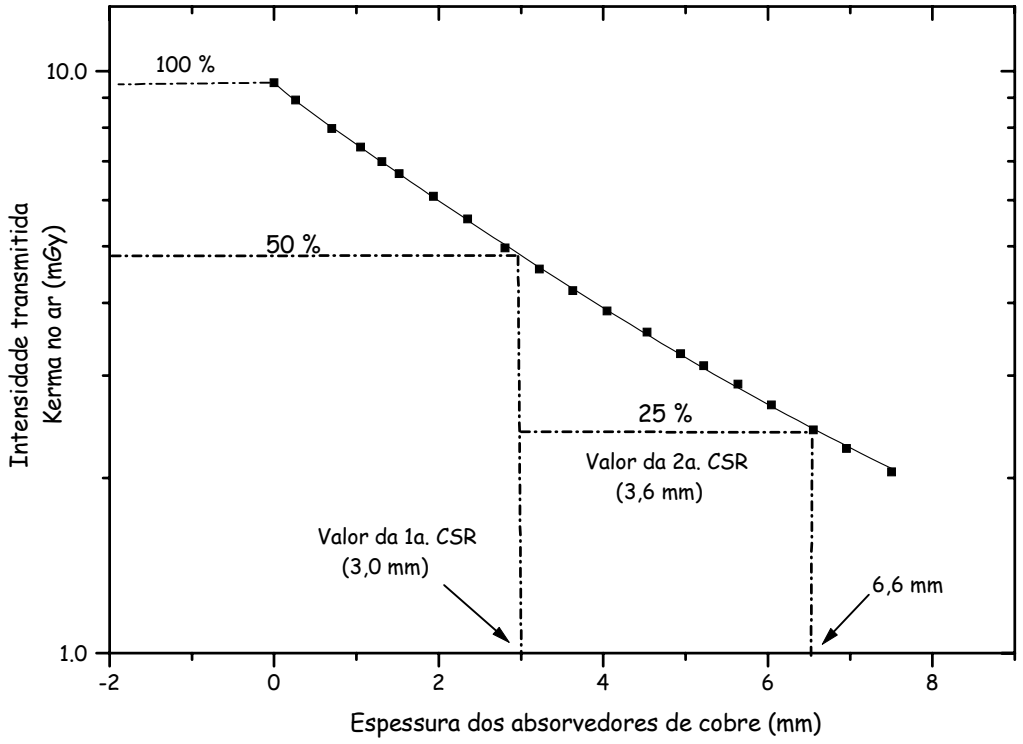


Figura 16: Determinação da CSR a partir da redução, por absorvedores de cobre, da intensidade transmitida de um feixe de raios X com filtro adicional de número 9 (Tabela 5) e parâmetros de qualidade fixos em 250 kVp e 15 mA.

Na Tabela 9 estão os valores obtidos para a primeira e a segunda CSR, a energia efetiva[25] e o coeficiente de homogeneidade (discutidos a seguir) das qualidades de radiação X do tubo de Raios X MG 450 Philips do Laboratório de Dosimetria do IFUSP. A Tabela 10 reproduz as qualidades de radiação de referência para espectro estreito fornecidos pela norma (ISO, 1996).

[25] Um feixe de raios X heterogêneo, ou seja com fótons de diferentes energias, tem energia efetiva equivalente ao feixe de radiação monoenergético que possui a mesma CSR da radiação em questão. As energias efetivas e

Tabela 9: Primeira e segunda CSR, coeficiente de homogeneidade e energia efetiva das qualidades de radiação X do tubo de Raios X MG 450 Philips do Laboratório de Dosimetria do IFUSP.

Qualidade	Potencial do Tubo (kV_p)	Filtro Adicional (mm) Al	Cu	Sn	Primeira CSR (mm)	Segunda CSR (mm)	Coeficiente de homogeneidade (h)	Energia Efetiva E_{eff} (keV)
1	100	2,0	-	-	2,60 Al	4,40 Al	0,59	29
2	40	4,0	0,21	-	0,076 Cu	0,088 Cu	0,86	31
3	100	4,0	-	-	4,0 Al	5,8 Al	0,69	34
4	140	4,0	-	-	5,6 Al	8,0 Al	0,70	40
5	60	4,0	0,6	-	0,22 Cu	0,26 Cu	0,85	45
6	80	4,0	2,0	-	0,54 Cu	0,60 Cu	0,90	61
7	140	-	0,5	-	0,58 Cu	0,87 Cu	0,67	64
8	180	-	0,5	-	0,83 Cu	1,20 Cu	0,69	72
9	100	4,0	5,0	-	1,12 Cu	1,14 Cu	0,98	80
10	300	-	0,5	-	1,5 Cu	3,0 Cu	0,50	90
11	180	1,0	0,25	0,4	1,60 Cu	1,90 Cu	0,84	94
12	180	1,0	0,25	0,8	2,20 Cu	2,50 Cu	0,88	110
13	250	1,0	0,25	2,0	3,00 Cu	3,60 Cu	0,83	130

Tabela 10: Características da série de espectro estreito fornecidas pelo *report* 4037 da ISO (ISO, 1996). As CSR foram medidas a distância de 1,0 metro do ponto focal do tubo de radiação X.

Potencial do Tubo (kV_p)	Filtro Adicional (mm) Al	Cu	Sn	Primeira CSR (mm)	Segunda CSR (mm)	Energia Média (keV)
20	1,0	-	-	0,32 Al	0,37 Al	16
25	2,0	-	-	0,66 Al	0,73 Al	20
30	4,0	-	-	1,15 Al	1,30 Al	24
40	4,0	0,21	-	0,084 Cu	0,091 Cu	33
60	4,0	0,6	-	0,24 Cu	0,26 Cu	48
80	4,0	2,0	-	0,58 Cu	0,62 Cu	65
100	4,0	5,0	-	1,11 Cu	1,17 Cu	83

Em virtude de não dispormos de espectrômetro para medir o espectro e assim determinar a energia média dos feixes de radiação X, optamos por determinar a energia efetiva de cada feixe segundo critério estipulado no *report* 4037 da ISO (ISO, 1996). Portanto, uma vez que é conhecida a CSR

as médias dos espectros da tabela X diferem de no máximo 3 keV.

dos feixes de radiação X, encontramos a energia efetiva diretamente de tabelas e gráficos que relacionam a CSR para vários materiais em função da energia dos fótons no intervalo de 10 keV a 10 MeV (Handbook, 1962).

A energia efetiva de um feixe de radiação assim determinada pode ser utilizada desde que o feixe seja considerado idêntico ao de referência (Tabela 9). É necessário, então, que a primeira e a segunda CSR dos feixes de radiação X com espectro estreito e largo não apresentem diferença superior a ± 5% entre o valor determinado e o fornecido para a radiação de referência. Quando essa condição se verifica, ambos os feixes são ditos como sendo idênticos (ISO, 1996).

Na Tabela 9 as qualidades de radiação de números 2, 5, 6 e 9 pertencem ao espectro estreito e são feixes de radiação fortemente penetrantes (com energia efetiva maior que 20 keV) cujos resultados serão comparados aos dos feixes de radiação de referências da Tabela 10. As demais qualidades (1, 3, 4, 7, 8, 10, 11, 12 e 13) não são identificadas como radiações de referência pelas normas internacionais. Contudo, estarão presentes neste trabalho pois tratam-se de qualidades de feixes de radiação usadas com freqüência em clínicas médicas e hospitais para calibração de feixes utilizados em radiodiagnóstico e radioterapia, e também necessárias para a obtenção das curvas de dependência energética dos monitores com a energia dos fótons que serão discutidas adiante. Essas qualidades serão analisadas avaliando-se o coeficiente de homogeneidade (h) determinado para cada feixe de radiação.

Quanto aos feixes de radiação fortemente penetrantes do espectro estreito 2, 5, 6 e 9 da Tabela 9, a diferença entre os valores determinados e aqueles fornecidos na norma para a primeira e a segunda CSR diminui significativamente conforme o valor do potencial aplicado ao tubo aumenta. Para a primeira CSR a diferença inicia-se com 9% (qualidade 2) alcançando valores menores do que 1% (qualidade 9) e para a segunda CSR, a diferença é

reduzida de 3% (qualidade 2) para 0% (qualidade 5), mantendo-se de acordo com a exigência da norma (para considerá-los idênticos).

Muitos fatores podem acarretar na diferença entre as CSR obtidas e aquelas indicadas pela norma. Entre eles podemos mencionar o grau de pureza dos filtros adicionais e dos absorvedores que não eram conhecidas e que deveriam ser de 99,9% (ISO, 1996). Outro motivo para essa diferença relaciona-se a uma possível alteração na filtração inerente[26] do tubo de raios X causada por deposição de material do alvo vaporizado a altas temperaturas durante a colisão dos elétrons acelerados com a superfície do mesmo na produção de raios X. Para confirmarmos a veracidade dos motivos apresentados acima seriam necessários novos experimentos que tencionamos investigar futuramente.

4.3.2 - Coeficiente de homogeneidade (h)

Calculamos os valores do coeficiente de homogeneidade (h) (ICRU, 1970) de cada feixe de radiação, a partir da razão da primeira CSR pela segunda CSR conforme a expressão:

$$h = \frac{1^{\circ}.\ CSR}{2^{\circ}.\ CSR} \tag{4.2}$$

Os resultados estão na Tabela 9. O coeficiente de homogeneidade h representa a variação na uniformidade do espectro de radiação X e o seu valor quando o espectro é estreito deve estar entre 0,75 e 1,0 enquanto que, para espectro largo o intervalo é de 0,67 a 0,98 (ISO, 1996).

Assim, para os feixes estreitos de radiação 2, 5, 6 e 9 da Tabela 9 os coeficientes de homogeneidade calculados permaneceram dentro do intervalo recomendado. Os demais feixes de radiação por nós estudados, não estão

estabelecidos nas normas internacionais. Consideramos, então, como satisfatórios os valores de h obtidos nesse trabalho que se mantiveram tanto no intervalo para espectro estreito quanto largo. Isso é razoável pois, na prática, os usuários dos nossos monitores estarão sujeitos a feixes largos e nem sempre paralelos entre si (aproximação de um campo alinhado e expandido, unidirecional).

As maiores diferenças para h em relação ao valor recomendado pelas normas internacionais, considerando os espectros estudados como sendo largos, foram de 12% e 25% e correspondem as qualidades 1 e 10, respectivamente.

4.4 - Mapeamento do Campo

Mapeamos o campo das fontes de ^{60}Co e de raios X para examinar sua uniformidade na região em que iríamos realizar o experimento.

4.4.1 - Campo de radiação gama (^{60}Co)

Medimos a exposição, em R, com o dosímetro tipo A em 80 pontos de interseção dos fios de nylon dispostos perpendicularmente entre si e distanciados 3 cm um do outro, formando um quadriculado sobre um plano normal ao feixe de radiação. O colimador fixo na saída da fonte define a forma do campo de radiação como um quadrado de lado 24 cm a 127 cm da fonte.

As Figura 17 e Figura 18 retratam, de forma resumida, o conjunto de medições efetuadas. Cada ponto no gráfico corresponde à média de três leituras realizadas em pontos pertencentes às retas verticais (Figura 17) e

[26] Filtração inerente é a filtração intrínseca ao tubo de raios X constituída pela espessura do material da janela

horizontal (Figura 18), que passam pelo centro do campo. Notamos na figura que as leituras decrescem suavemente em ambas as direções a partir de 12 cm do eixo central do feixe de radiação, ou seja, nos bordos do quadrado de 24 cm de lado.

4.4.2 - Campo de radiação X

Verificamos a uniformidade do campo de radiação para um feixe com energia efetiva de 34 keV, qualidade 7 (Tabela 9), através do procedimento descrito na seção 4.4.1.. A diferença entre o campo de radiação X e o de radiação gama encontra-se no formato do mesmo pois, o primeiro constitui-se de círculos com diâmetros de 24 cm e 40 cm a 198 cm (irradiação dos monitores no ar) e a 327 cm (irradiação dos monitores sobre a superfície do fantoma), respectivamente do ponto focal do tubo de raios X.

As Figura 19, Figura 20, Figura 21 e Figura 22 resumem o conjunto de medições para o mapeamento do campo de radiação X nos pontos distanciados 3 cm um do outro e pertencentes ao diâmetro horizontal e vertical de cada círculo. Destacamos em ambas as figuras, o comportamento decrescente das leituras a partir das bordas do campo, na direção horizontal e na vertical.

atravessada pelo feixe de radiação ao sair do equipamento.

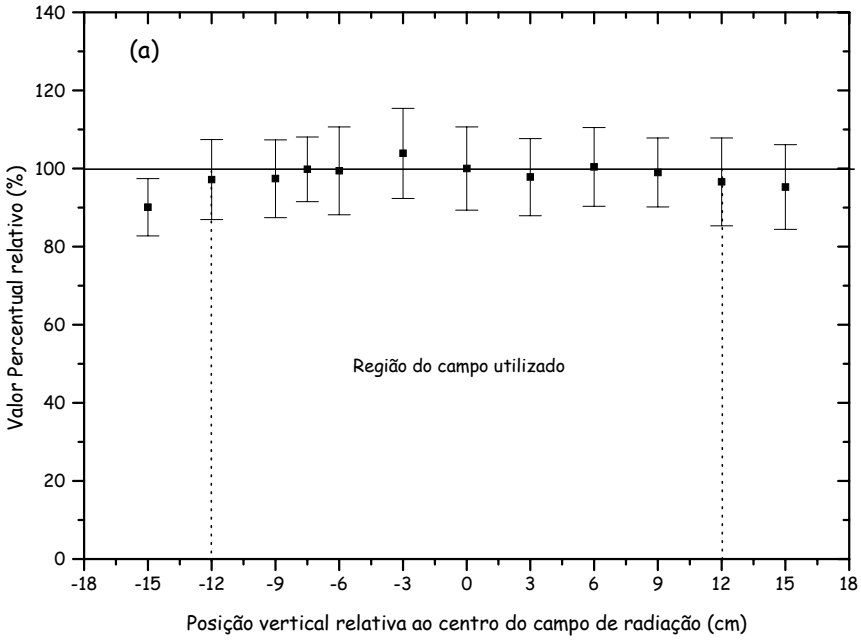


Figura 17. Região uniforme do campo de radiação gama (fonte 3) medido à distância de 127 cm da fonte medida em pontos sobre as retas vertical que passam pelo centro do quadrado.

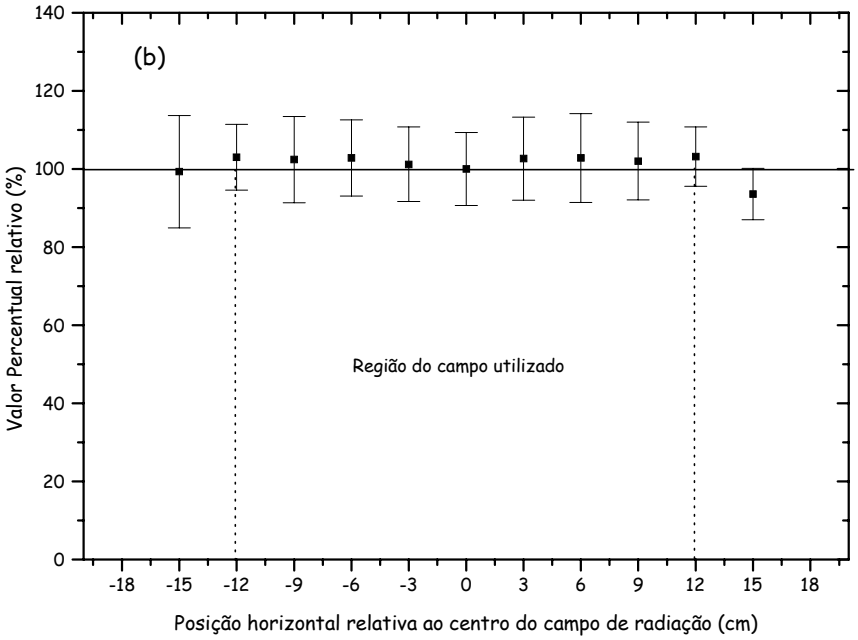


Figura 18: Região uniforme do campo de radiação gama (fonte 3) medido à distância de 127 cm da fonte medida em pontos sobre horizontal que passam pelo centro do quadrado.

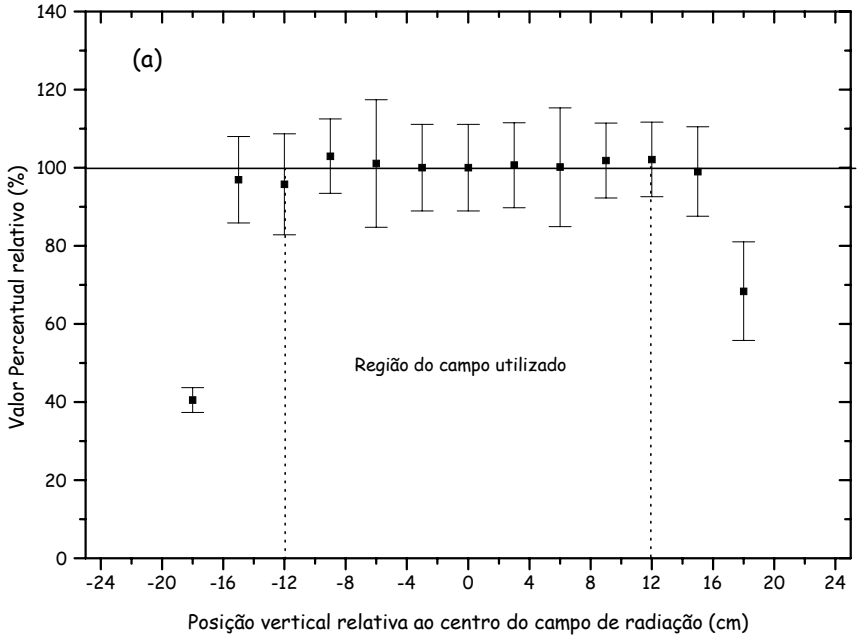


Figura 19 Região uniforme do campo para feixe de radiação X, qualidade 7 (**Tabela 9**) à distância de 198 cm do ponto focal. Medidas sobre os pontos pertencentes ao diâmetro do circulo de 24 cm na direção vertical.

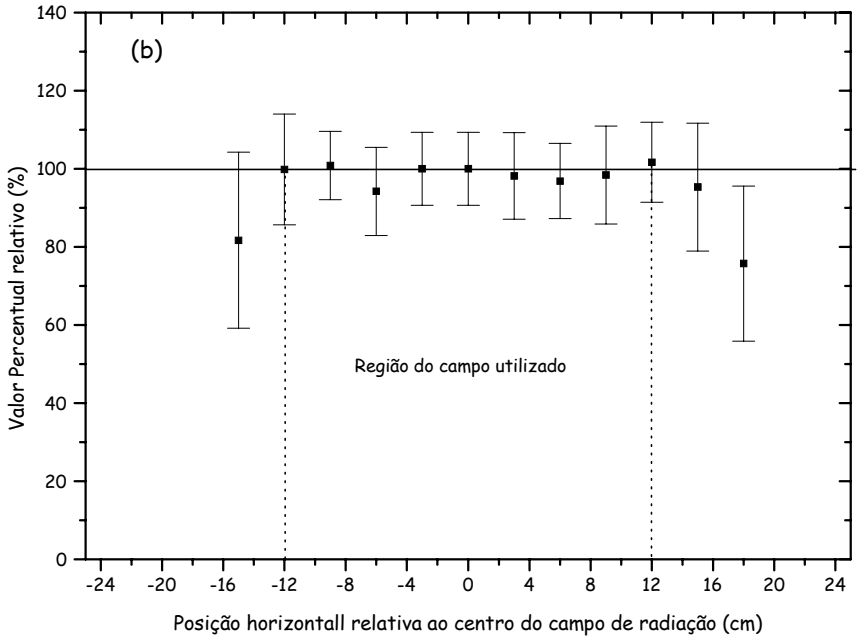


Figura 20 Região uniforme do campo para feixe de radiação X, qualidade 7 (**Tabela 9**) à distância de 198 cm do ponto focal. Medidas sobre os pontos pertencentes ao diâmetro do circulo de 24 cm na direção horizontal.

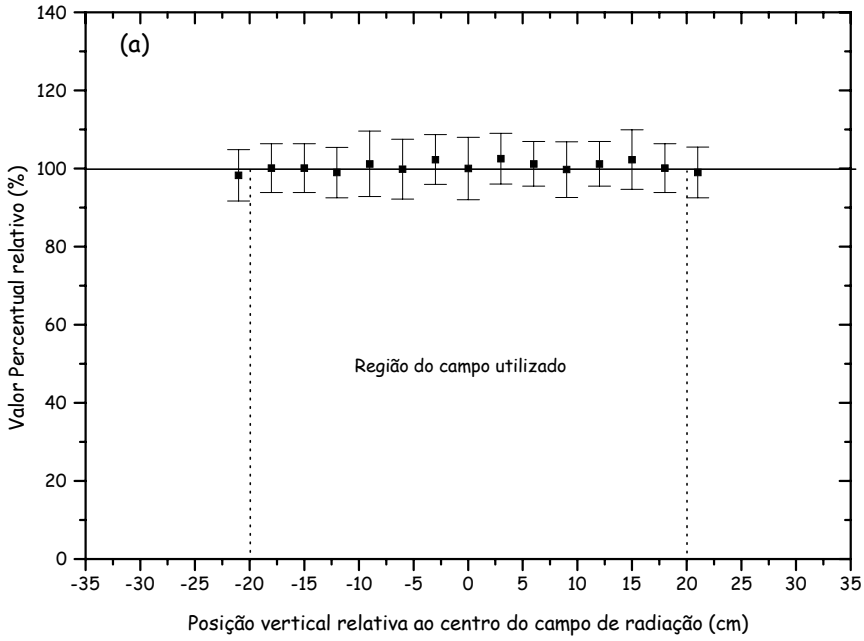
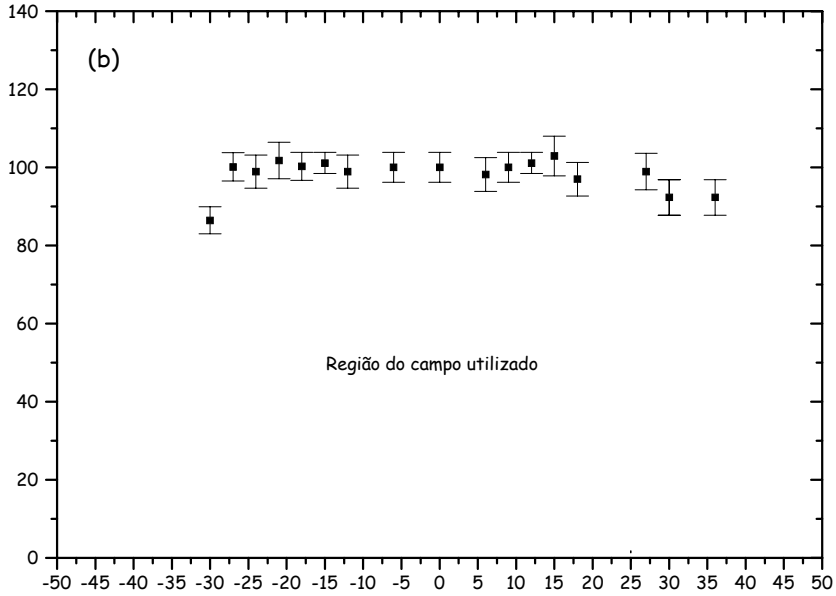


Figura 21 Região uniforme do campo para feixe de radiação X, qualidade 7 (**Tabela 9**) à distância de 327 cm do ponto focal. Medidas sobre os pontos pertencentes ao diâmetro do circulo de 40 cm na direção vertical.



4.5 - Curva de dependência energética

Preparamos monitores contendo somente pastilhas de CaF_2 e outros somente TLD-100. O preparo dos detectores foi descrito nas seções 3.7 a 3.9.

Para obter resultados com melhor estatística colocamos 12 detectores em cada monitor, 6 deles envoltos em filtro de Pb enquanto os outros 6 não estavam envoltos em filtro (JA). Irradiamos os monitores com fótons de energias efetivas da Tabela 9 e de ^{137}Cs e ^{60}Co, às distâncias de 198 cm no ar, 327 cm sobre a superfície do fantoma. No primeiro caso, o experimento foi feito para a obtenção da curva de dependência energética dos monitores em função da energia a ser usada na determinação do equivalente de dose ambiental e, no segundo caso para o equivalente de dose pessoal. Os valores de kerma no ar utilizados na irradiação variaram desde 0,2 mGy até 2,0 Gy de forma a manter o número de contagens favorável a boa estatística na leitura TL. Isso porque no caso de detectores envoltos em filtros de Pb, ocorre uma atenuação muito grande da radiação que atinge o detector quando esta for de energia baixa (para 100 keV, comparado com 1250 keV, a atenuação é de 70% para TLD-100 e aumenta para energias menores).

O arranjo experimental está representado na Figura 9 com a diferença de que o ângulo de incidência (θ_{inc}) usado foi zero nessa parte do experimento. Quando irradiados em presença do fantoma, os monitores foram fixos na sua parede frontal (ver Figura 6).

Repetimos o procedimento, para cada feixe com energia efetiva da Tabela 9 no mínimo, duas vezes. Assim, o valor de cada ponto experimental é a média dos valores obtidos. Ele foi estimado segundo o princípio da máxima probabilidade (Helene e Vanin, 1981) através da expressão:

$$x = \frac{\sum_{i=1}^{n} \frac{x_i}{\sigma_i^2}}{\sum_{i=1}^{n} \frac{1}{\sigma_i^2}} \tag{4.3}$$

onde x é a média das n experiências realizadas com feixes de igual energia efetiva, x_i é a média das leituras das alturas de pico TL para cada feixe por unidade de kerma no ar e σ_i é o desvio padrão dessas leituras.

O desvio padrão para x médio é fornecido pela propagação de erros, utilizando a expressão:

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{\sum_{i=1}^{n} \frac{1}{\sigma_i^2}}} \tag{4.4}$$

As Figura 23, Figura 24, Figura 25 e Figura 26 representam as curvas de dependência energética da resposta TL por unidade de kerma no ar em função da energia efetiva da radiação para os detectores de CaF_2 (a) e os TLD-100 (b) sem filtro e envoltos em filtro de Pb, irradiados no ar e na frente do fantoma, respectivamente. Os pontos são experimentais e as curvas foram traçadas manualmente e normalizadas para a resposta do detector envolto em filtro de Pb exposto à radiação gama (^{60}Co), região onde a resposta do monitor praticamente não depende da energia. Como se pode notar, a falta de pontos experimentais entre as energias de 130 a 662 keV dificultou o traçado da curva, impossibilitando a aplicação de métodos tradicionais para ajustar a curva a partir dos pontos experimentais. Pode-se verificar assim, o quão importante é a irradiação com feixes de raios X de energias efetivas altas que não somente aqueles de referência. A decisão de normalizar as curvas de dependência energética, tal qual foi feita, levou em consideração o fato que as curvas de calibração são obtidas com os detectores envoltos em filtros de Pb e irradiados com os raios gama do ^{60}Co.

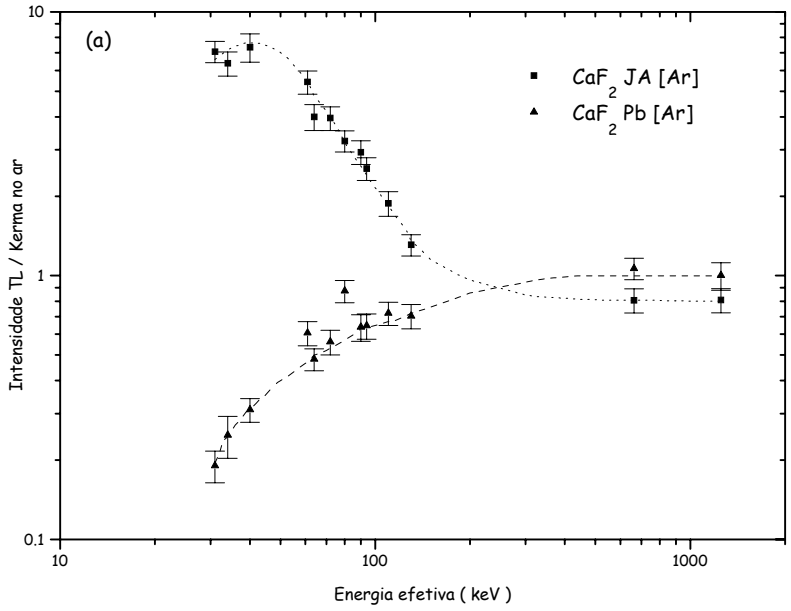


Figura 23 Intensidade TL por unidade de kerma no ar dos detectores de CaF_2 **(a)**, irradiados no ar, sem filtro (JA) e com filtro de Pb. As curvas foram traçadas manualmente e normalizadas para a resposta do detector envolto em filtro de Pb exposto à radiação gama do ^{60}Co.

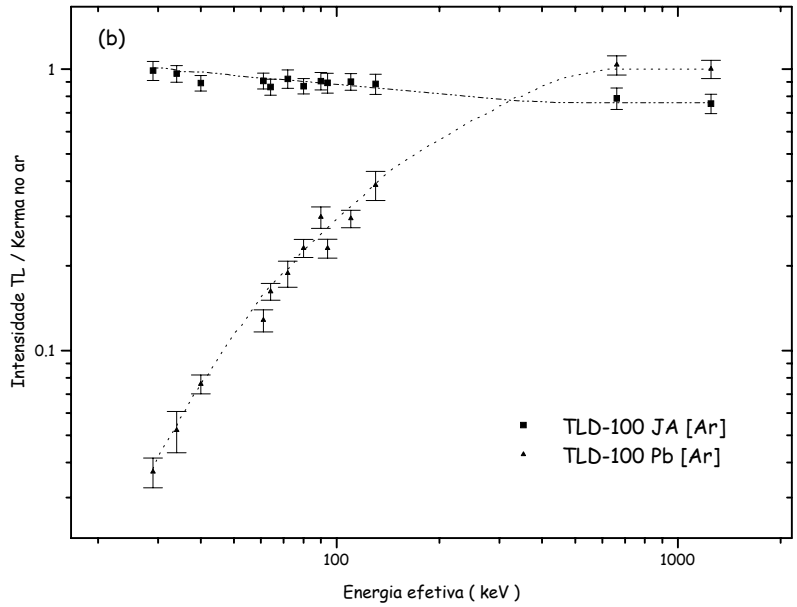


Figura 24 Intensidade TL por unidade de kerma no ar dos detectores de TLD - 100 **(b)**, irradiados no ar, sem filtro (JA) e com filtro de Pb. As curvas foram traçadas manualmente e normalizadas para a resposta do detector envolto em filtro de Pb exposto à radiação gama do ^{60}Co.

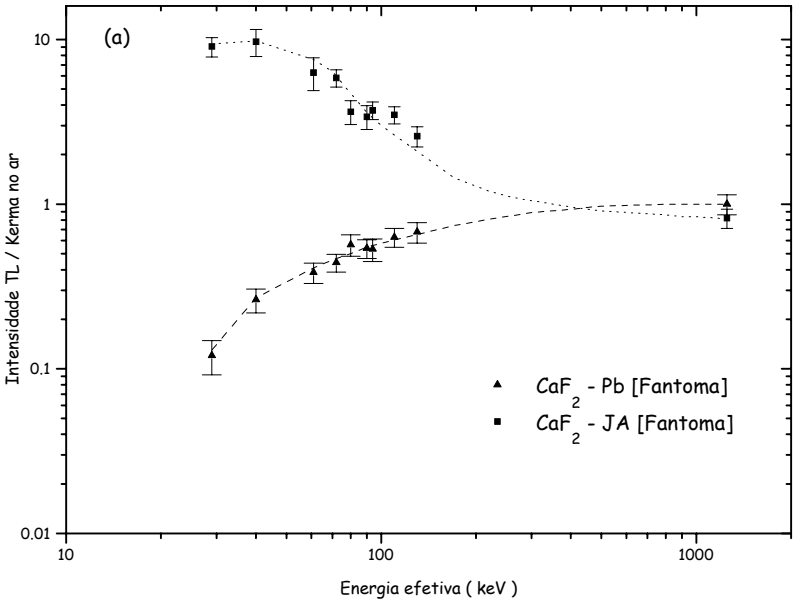


Figura 25 Intensidade TL por unidade de kerma no ar dos detectores de CaF_2 **(a)**, irradiados na presença do fantoma, sem filtro (JA) e com filtro de Pb. As curvas foram traçadas manualmente e normalizadas para a resposta do detector envolto em filtro de Pb exposto à radiação gama do ^{60}Co.

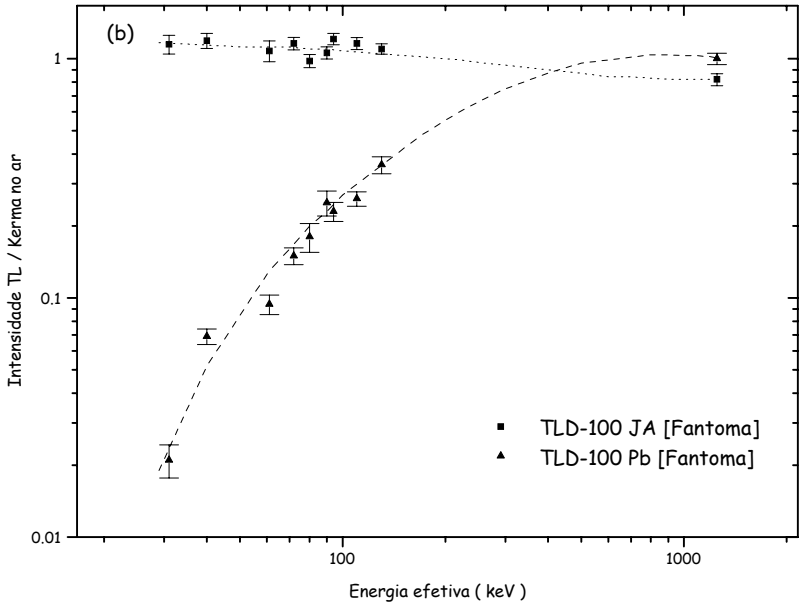


Figura 26 Intensidade TL por unidade de kerma no ar dos detectores de TLD-100 **(b)**, irradiados na presença do fantoma, sem filtro (JA) e com filtro de Pb. As curvas foram traçadas manualmente e normalizadas para a resposta do detector envolto em filtro de Pb exposto à radiação gama do ^{60}Co.

Valendo-nos das curvas de dependência energética dos detectores de CaF_2 e de TLD-100 obtivemos os fatores de correção $f_{corr}(E)$ correspondentes à sensibilidade diferente do sistema (detector com ou sem filtro) as diversas energias da radiação. Para fazer essas correções, precisamos antes avaliar as energias efetivas de radiação incidente no monitor, que pode ser feito através das curvas de razão entre as alturas de pico, a seguir explicitadas.

As Figura 27, Figura 28 e Figura 29. mostram as curvas da razão entre os valores de altura do pico TL dos detectores por unidade de kerma no ar em função da energia efetiva da radiação incidente no monitor para as seguintes situações (eixo das ordenadas):

Figura 27- CaF2(JA)/TLD-100(JA) irradiados no ar e CaF_2(JA)/TLD-100(JA) na frente do fantoma, doravante denominadas curvas da razão tipo 1, JA/JA;

Figura 28 - CaF_2(JA)/CaF_2(Pb) e TLD-100(JA)/TLD-100(Pb) irradiados no ar, chamadas curvas da razão tipo 2, JA/Pb;

Figura 29 - CaF_2(JA)/CaF_2(Pb) e TLD-100(JA)/TLD-100(Pb) irradiados na frente do fantoma, também chamadas curvas da razão tipo 2, JA/Pb.

Essas curvas foram obtidas a partir dos dados das Figura 23, Figura 24, Figura 25 e Figura 26 permitem a determinação da energia efetiva da radiação incidente no monitor através das medidas das alturas de pico TL que são normalizadas por unidade de kerma no ar e calculadas as razões que nos interessam para cada situação.

Para facilitar a análise dos resultados denominaremos essas curvas de "curvas da razão tipo 1", muitas vezes sucintamente denominadas JA/JA (Figura 27) e tipo 2, JA/Pb (Figura 29 e Figura 29).

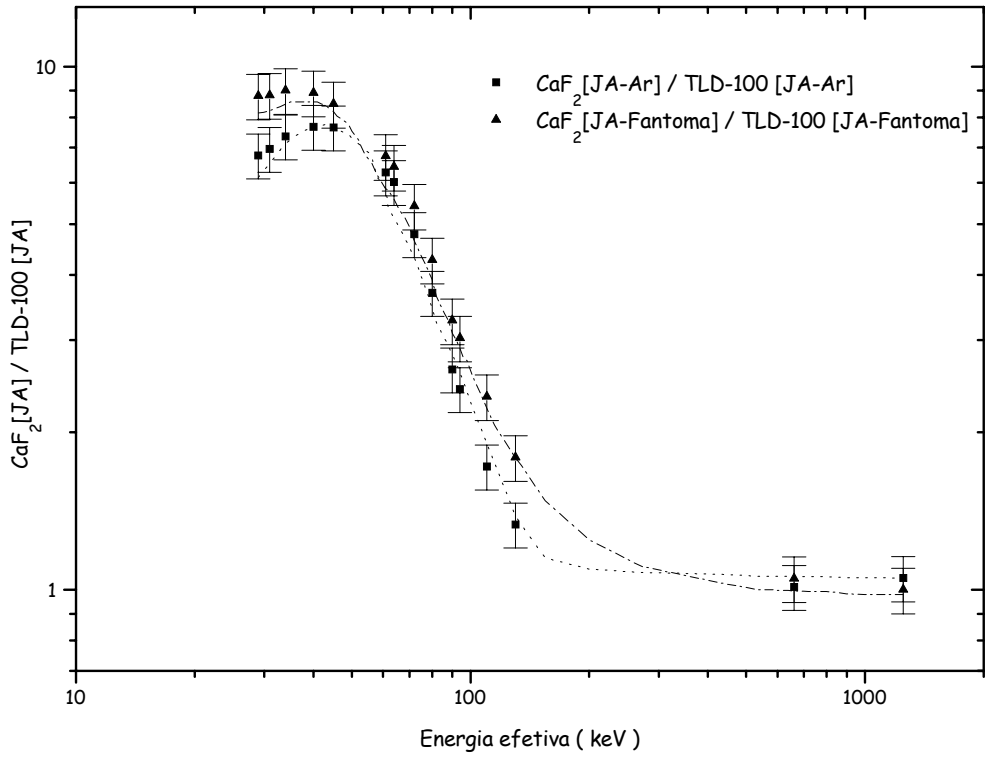


Figura 27 Curvas da razão tipo 1 obtidas com detectores irradiados sem filtro (JA), no ar e na presença do fantoma, em função da energia efetiva da radiação incidente no monitor. Os pontos são valores obtidos experimentalmente e as curvas traçadas representam um guia visual.

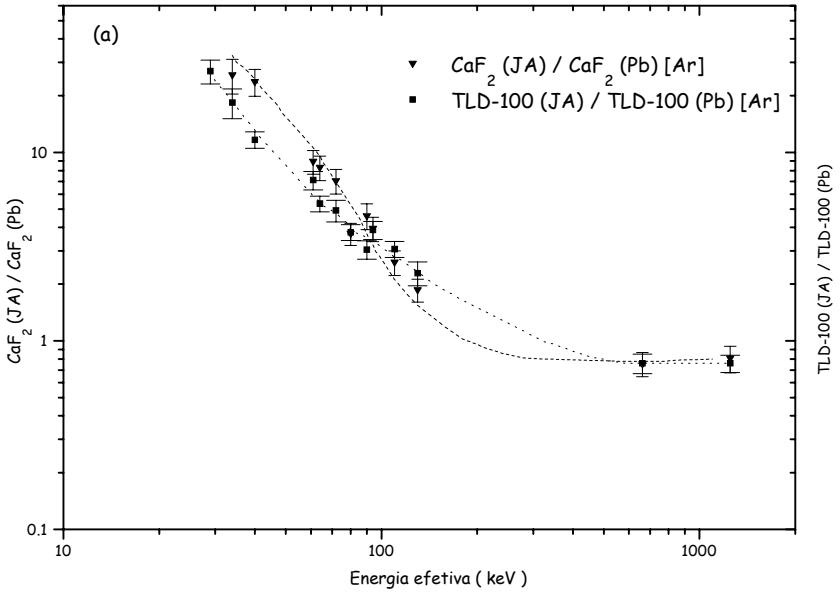


Figura 28 Curvas da razão tipo 2 obtidas com detectores irradiados sem filtro (JA) e com filtro de Pb no ar **(a)**, em função da energia efetiva da radiação incidente no monitor. Os pontos são valores obtidos experimentalmente e as curvas traçadas representam um guia visual.

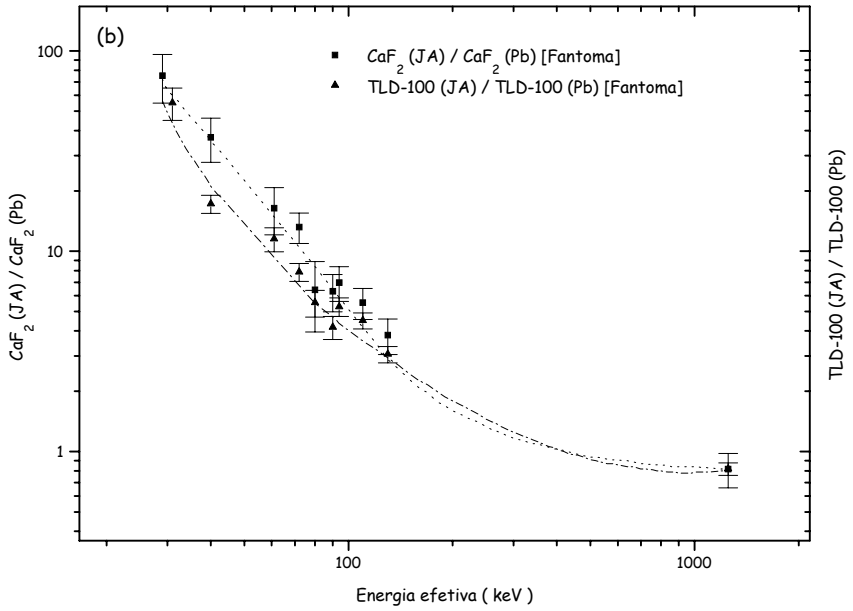


Figura 29 Curvas da razão tipo 2 obtidas com detectores irradiados sem filtro (JA) e com filtro de Pb na presença do fantoma **(b)**, em função da energia efetiva da radiação incidente no monitor. Os pontos são valores obtidos experimentalmente e as curvas traçadas representam um guia visual.

4.6 – Simulação dos testes de desempenho

Valendo-nos dos testes de desempenho (IEC, 1991) descritos na seção 3.18, avaliamos os efeitos das diferentes energias e ângulos de incidência da radiação no monitor e por fim estimamos as grandezas operacionais através de monitores irradiados nas mais variadas situações (veja Tabela 7) para simular condições reais de irradiação. Os resultados obtidos são comparados com os valores dos parâmetros conhecidos que foram usados para a irradiação.

4.6.1 - Determinação da energia efetiva da radiação incidente no monitor

As energias efetivas da radiação incidente no monitor foram determinadas usando as curvas da razão tipo 1 ou 2, dependendo do caso, isto é, usando as alturas de pico JA/JA ou JA/Pb.

Cumpre lembrar que nenhuma norma especifica o grau de precisão com que a energia efetiva da radiação incidente no monitor deva ser avaliada e nem tampouco que a energia efetiva deva ser determinada.

Nesta seção determinamos a energia efetiva da radiação incidente nos monitores colocados no ar e sobre o fantoma (veja Tabela 7) com ângulos de incidência (θ_{inc}) 0°, 30°, 45° e 60° a partir das medidas das alturas de pico TL e com as curvas tipo 1, JA/JA e com curvas tipo 2, JA/Pb. No caso de ângulos de incidência 0° dispusemos de 2 a 3 monitores, mas no caso de outros ângulos de incidência, de somente um monitor.

As energias efetivas determinadas no caso de radiação incidindo com ângulo de 0° em função da energia nominal estão nas Figura 30 e Figura 31, Figura 35 e Figura 36, obtidas respectivamente usando as curvas tipos 1 e 2. Nas Figura 32 e Figura 33 (curvas tipo1) e Figura 37 e Figura 38 (curvas tipo

2) a radiação incidiu com ângulo de 30° e 45° e nas Figura 34 (curvas tipo 1) e Figura 39 (curvas tipo 2), 60°. Em todos os gráficos, a reta de 45° apenas facilita a comparação entre os resultados obtidos.

Uma análise geral das Figura 30 e Figura 35 parece, à primeira vista, demonstrar uma enorme deficiência do nosso sistema em determinar a energia dos feixes de radiação gama do ^{60}Co e do ^{137}Cs (apenas na Figura 35). Na verdade, a energia efetiva determinada não é incorreta mas ao contrário, o que está errado é a energia efetiva nominal. Isso por que usamos como sendo nominal a energia da radiação gama do ^{60}Co (fonte 1) e do ^{137}Cs (fonte 2) que atinge o monitor. Convém destacar, entretanto, que a radiação que incide no monitor é composta daquela emitida pelas fontes e espalhada pelo colimador do irradiador e pelas paredes da sala. O irradiador construído no IPEN, em especial, produz radiação espalhada em grande quantidade, que varia com o local de irradiação se perto ou longe da fonte. Quanto mais longe da fonte se está, menor é a quantidade da radiação espalhada, e este é o motivo pelo qual os monitores de calibração são irradiados a 190 cm da fonte que é a distância máxima possível no nosso caso, além de estarem envoltos em filtros de Pb. Os colimadores dos irradiadores de fontes de ^{60}Co de radioterapia, tipo 3, possuem grades, justamente para minimizar a quantidade de radiação espalhada. Os pontos (sobrepostos) que estão sobre a reta foram obtidos com o monitor irradiado com este irradiador (fonte 3).

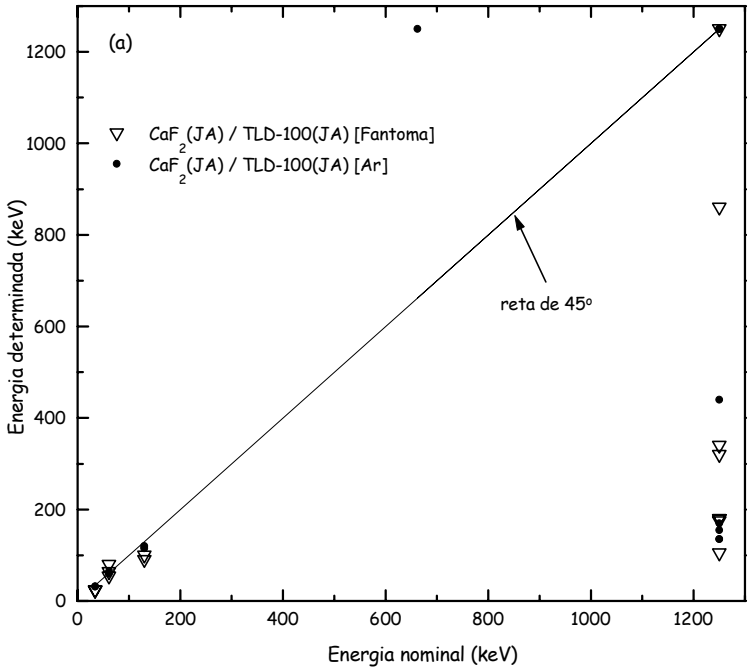


Figura 30 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 1 em função da energia efetiva nominal. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma com a radiação incidindo perpendicularmente a eles **(a).**

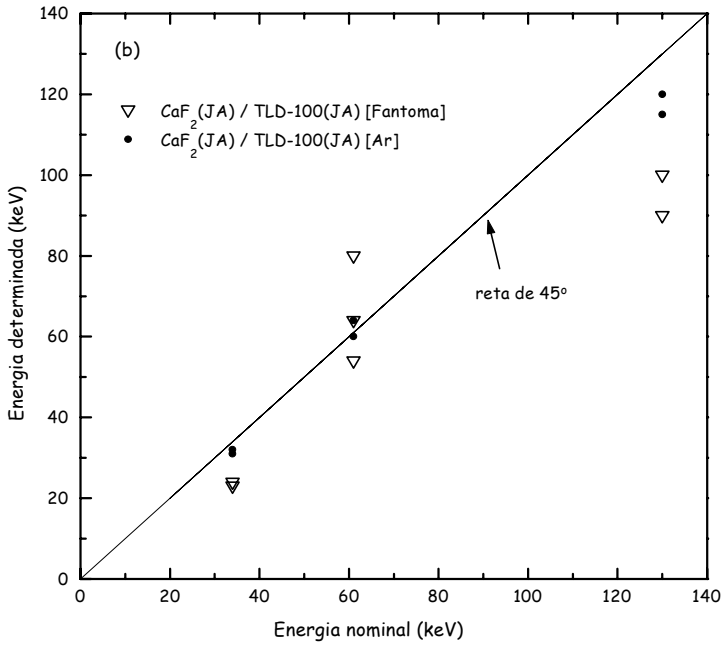


Figura 31 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 1 em função da energia efetiva nominal. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma com a radiação incidindo perpendicularmente a eles . A figura é um destaque da região de energia até **130 keV.**

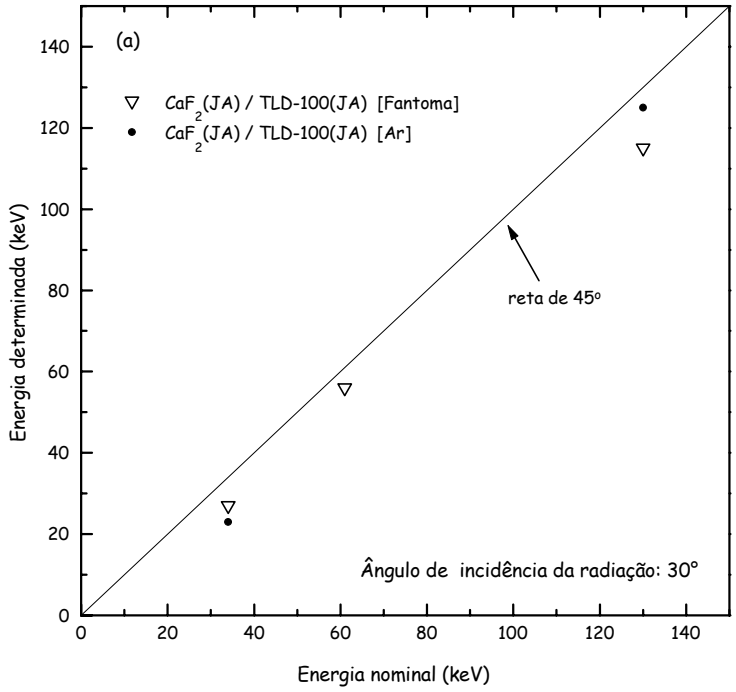


Figura 32 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 1 em função do energia efetiva nominal para incidência da radiação no monitor de 30°**(a)** . Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma.

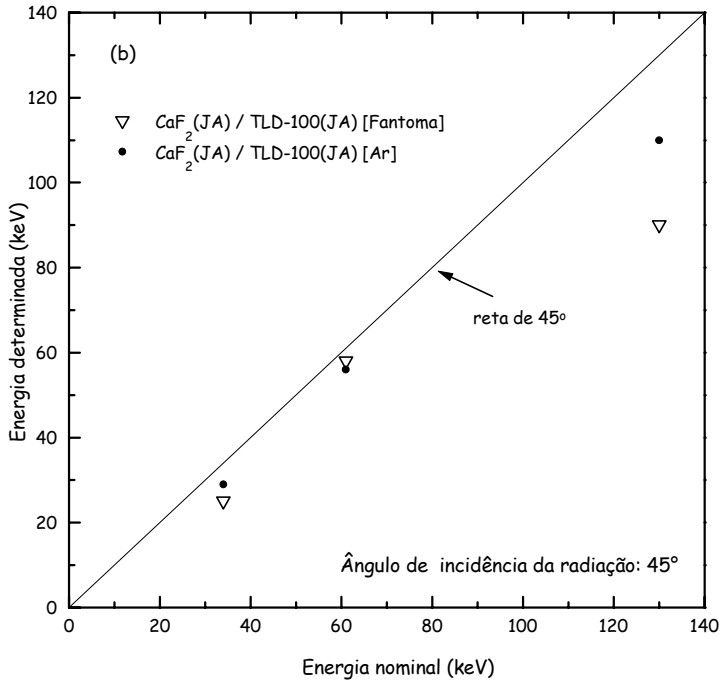


Figura 33 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 1 em função do energia efetiva nominal para incidência da radiação no monitor de 45°**(b)**. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma.

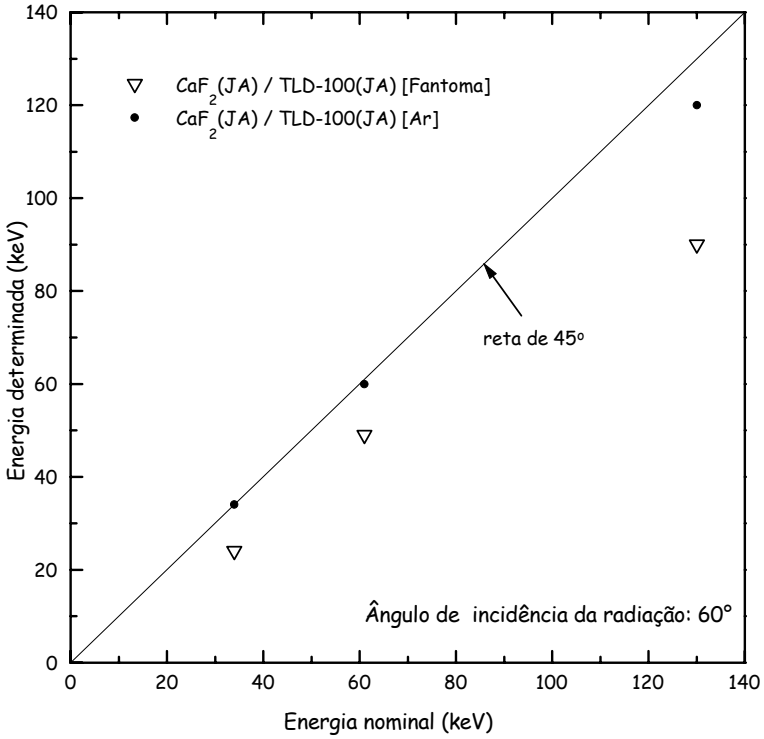


Figura 34 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 1 em função do energia efetiva nominal para incidência da radiação no monitor de 60°. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma.

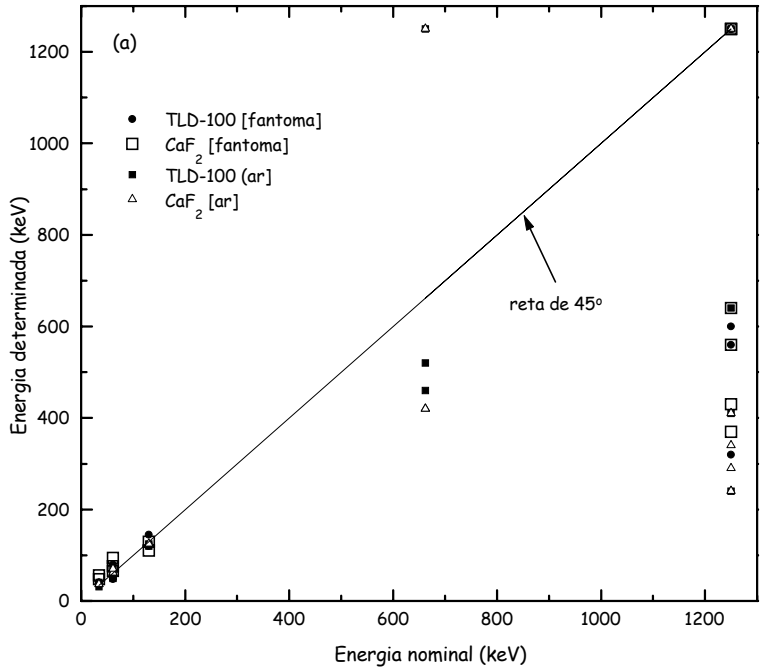


Figura 35 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 2 em função da energia efetiva nominal. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma com a radiação incidindo perpendicularmente a eles **(a)**.

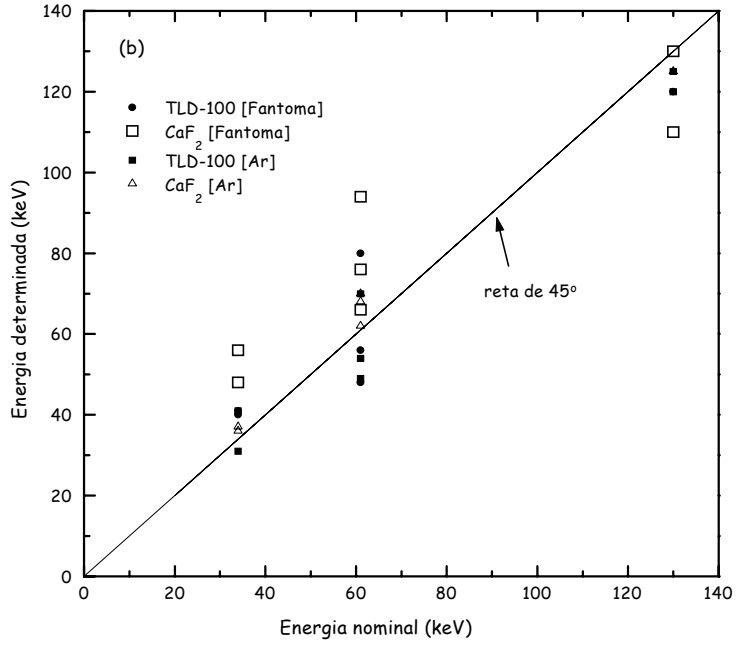


Figura 36 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 2 em função da energia efetiva nominal. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma com a radiação incidindo perpendicularmente a eles. A figura é um destaque da região de energia até 130 keV.

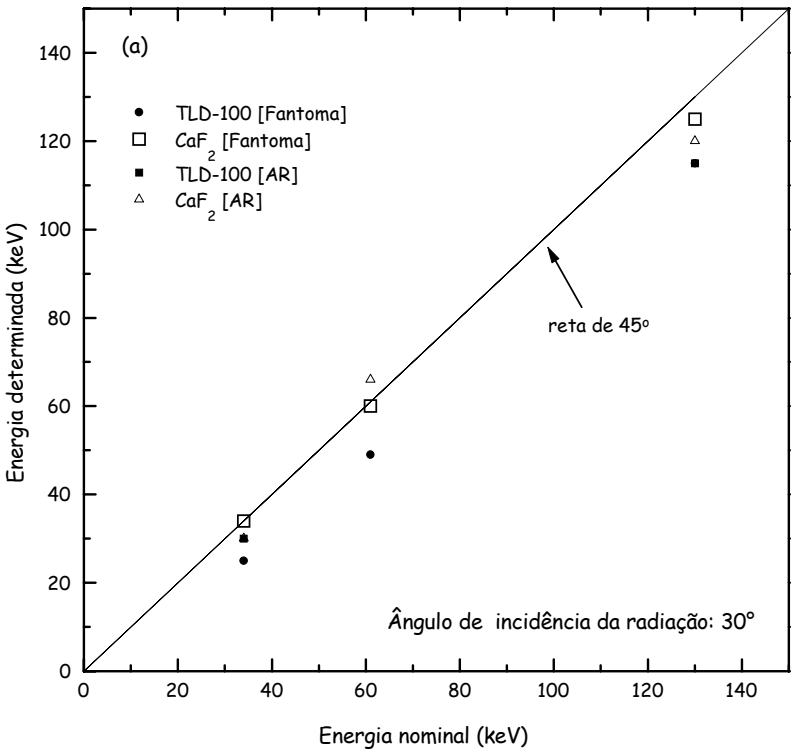


Figura 37 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 2 em função do energia efetiva nominal para incidência da radiação no monitor de 30°. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma.

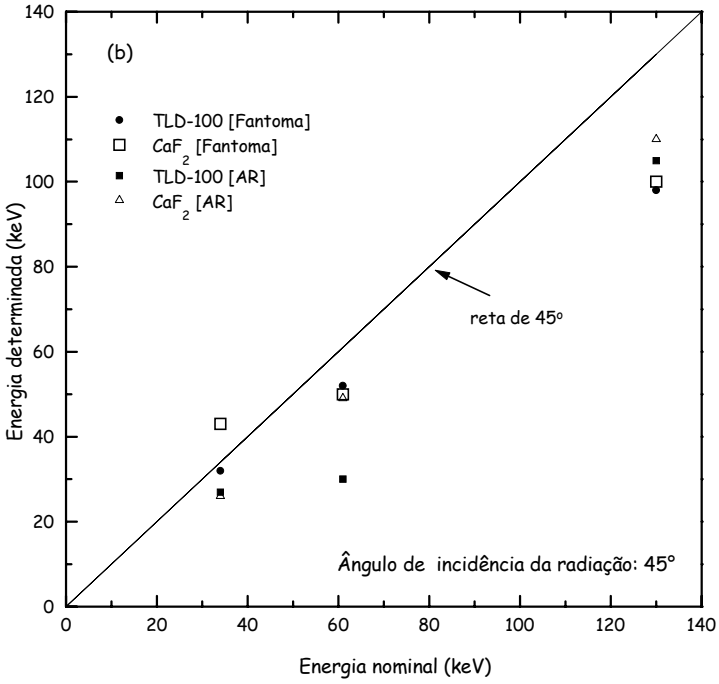


Figura 38 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 2 em função do energia efetiva nominal para incidência da radiação no monitor de 45. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma.

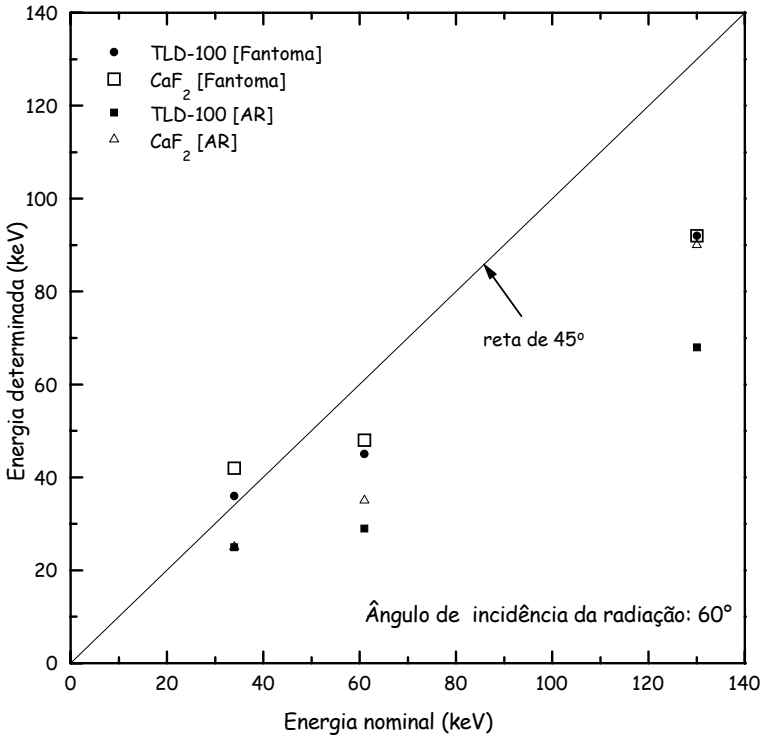


Figura 39 Energia efetiva determinada com as curvas tipo 2 em função do energia efetiva nominal para incidência da radiação no monitor de 60°. Os monitores foram irradiados no ar e em frente ao fantoma.

A fim de analisar os resultados apresentados nas figuras de Figura 30 a Figura 39 vamos calcular o valor da razão R entre a energia efetiva determinada e a energia efetiva nominal, dada por

$$R = \left\langle \frac{E_{ef}\ \text{determinada}}{E_{ef}\ \text{nominal}} \right\rangle \tag{4.5}$$

Nas Tabela 11 e Tabela 12, o valor de R corresponde à média de dois ou três valores e σ_R é o desvio padrão da média. O coeficiente de variação percentual foi calculado por

$$c.v.(\%) = \frac{\sigma_R}{R} x100 \tag{4.6}$$

Tabela 11: Média da razão R entre a energia efetiva determinada e a energia efetiva nominal. As energias efetivas foram determinadas com as curvas tipo 1 e tipo 2 dos monitores irradiados no ar com incidência 0°. A média final de R e o seu σ_R (última linha) foram calculados com as expressões 4.3 e 4.4 para energias de 34 a 130 keV e ^{60}Co, irradiados apenas com a fonte 3.

Ar	**Curva tipo 1**			**Curva tipo 2**					
				TLD-100			**CaF_2**		
Energia keV nominal	R	σ_R	c.v. (%)	R	σ_R	c.v. (%)	R	σ_R	c.v. (%)
34	0,93	0,02	2,3	1,06	0,21	19,6	1,07	0,02	2,0
61	1,01	0,04	3,8	0,95	0,18	18,9	1,09	0,07	6,2
130	0,90	0,03	3,0	0,94	0,03	2,9	0,96	0,00	0
662	1,89	0,00	0	1,12	0,66	59,3	1,05	0,72	68,6
1250	0,47	0,48	102,1	0,84	0,36	42,9	0,87	0,30	34,5
Média	0,93	0,03	3,2	0,94	0,05	5,6	1,07	0,03	3,2

Tabela 12: Média da razão R entre a energia efetiva determinada e a energia efetiva nominal. As energias efetivas foram determinadas com as curvas tipo 1 e tipo 2 dos monitores irradiados sobre o fantoma

com incidência 0°. A média final das R e o seu σ_R (última linha) foram calculados com as expressões 4.3 e 4.4 para energias de 34 a 130 keV e ^{60}Co, irradiados apenas com a fonte 3.

Fantoma	**Curva tipo 1**			**Curva tipo 2**					
				TLD-100			**CaF_2**		
Energia keV nominal	R	σ_R	c.v. (%)	R	σ_R	c.v. (%)	R	σ_R	c.v. (%)
34	0,69	0,02	3,0	1,19	0,02	1,8	1,53	0,17	11,1
61	1,08	0,21	19,4	1,07	0,27	25,2	1,29	0,23	17,8
130	0,73	0,05	7,4	1,02	0,14	13,3	0,92	0,11	12,0
1250	0,36	0,36	100,0	0,89	0,25	28,1	0,76	0,33	43,4
Média	0,70	0,04	5,7	1,18	0,04	3,5	1,11	0,16	14,4

Comparando os resultados apresentados na última linha das Tabela 11 e Tabela 12, respectivamente para irradiações no ar e sobre o fantoma, vemos que a energia determinada fica muito diferente da nominal, quando os monitores são colocados sobre o fantoma, o que não significa que está incorreta a avaliação. Isso é esperado, visto que o fantoma retro-espalha a radiação nele incidente e essa radiação espalhada modifica o espectro da radiação proveniente da fonte.

No caso de monitores irradiados sobre o fantoma a curva da razão tipo 1, determina valor de energia muito mais baixo que o nominal, justamente por causa da colaboração da radiação espalhada de energia baixa, enquanto que o uso das curvas tipo 2, dá valores maiores pois o filtro atenua a radiação espalhada.

Para monitores irradiados no ar, dentro dos erros experimentais, o uso das curvas da razão 1 ou 2 exibe resultados similares, com a diferença de que as curvas JA/JA e a JA/Pb do TLD-100 fornecem energias menores, enquanto que a curva JA/Pb do CaF_2 fornece energias maiores.

No caso de monitores irradiados com ângulos de incidência da radiação diferentes de zero, os dados da razão R foram calculados e colocados nas Tabela 13 e Tabela 14, respectivamente irradiados no ar e sobre o fantoma.

Tabela 13: Razão R entre a energia efetiva determinada e a energia efetiva nominal (expressão 4.5). As energias efetivas foram determinadas com as curvas tipo 1 e 2. Os monitores foram irradiados no ar com ângulos de incidência 30°, 45° e 60°.

AR	Ângulo de incidência	**Curva tipo 1**		**TLD-100**		**CaF**	
Energia (keV) nominal	(°)	E determinada	R	E (keV)	R	E determinada (keV)	R
34	30	23	0,68	30	0,88	30	0,88
61	30	-	-	-	-	66	1,08
130	30	125	0,96	115	0,88	120	0,92
Média			0,82 ± 0,20		0,880 ± 0,002		0,90 ± 0,03
c.v. (%)			24,4		0,2		3,2
34	45	29	0,85	27	0,79	26	0,76
61	45	56	0,92	30	0,49	49	0,80
130	45	110	0,85	105	0,81	110	0,85
Média			0,87 ± 0,04		0,70 ± 0,18		0,80 ± 0,04
c.v. (%)			17,5		25,6		5,1
34	60	34	1,00	25	0,74	25	0,74
61	60	60	0,98	29	0,48	35	0,57
130	60	120	0,92	68	0,52	90	0,69
Média			0,97 ± 0,06		0,58 ± 0,14		0,67 ± 0,08
c.v. (%)			4,1		23,9		12,5

Tabela 14: Razão R entre a energia efetiva determinada e a energia efetiva nominal (expressão 4.5). As energias efetivas foram determinadas com as curvas tipo 1 e 2. Os monitores foram irradiados sobre o fantoma com ângulos de incidência 30°, 45° e 60°.

Fantoma	Ângulo de incidência	**Curva tipo 1**		**Curva tipo 2**			
				TLD-100		**CaF_2**	
Energia (keV) nominal	(°)	E determinada (keV)	R	E determinada (keV)	R	E determinada (keV)	R
34	30	27	0,79	25	0,74	34	1,00
61	30	56	0,92	49	0,80	60	0,98
130	30	115	0,88	115	0,88	125	0,96
Média			0,87 ± 0,06		0,81 ± 0,07		0,98 ± 0,02
c.v. (%)			7,4		9,3		2,0
34	45	25	0,74	32	0,94	43	1,26
61	45	58	0,95	52	0,85	50	0,82
130	45	90	0,69	98	0,75	100	0,77
Média			0,79 ± 0,14		0,85 ± 0,09		0,95 ± 0,27
c.v. (%)			17,5		11,0		28,7
34	60	24	0,71	36	1,06	42	1,24
61	60	49	0,80	45	0,74	48	0,79
130	60	90	0,69	92	0,71	92	0,71
Média			0,73 ± 0,06		0,83 ± 0,19		0,91 ± 0,28
c.v. (%)			8,3		22,9		30,8

A energia da radiação incidente no monitor no ar, com θ_{inc}'s diferentes de 0°, quando determinada usando curva da razão tipo 1 (JA/JA) fornece valor em média até 18% abaixo da nominal. Com o aumento no ângulo, aumenta o valor da energia determinada. Entretanto, quando as curvas da razão utilizadas são do tipo 2 (JA/Pb), a energia determinada diminui sistematicamente com o aumento do ângulo θ_{inc}, tanto para monitores contendo CaF_2, quanto para aqueles com TLD-100, sendo que no último caso o efeito é mais acentuado, chegando em média a abaixar 58%, o que era previsto por causa da atenuação causada pelo filtro de Pb.

Na situação em que os monitores são irradiados sobre o fantoma, a energia determinada diminui sistematicamente à medida que o θ_{inc} passa de 30° para 60°, quando usamos a curva da razão tipo 1, enquanto que os valores das energias determinadas com as curvas da razão tipo 2, não decrescem com θ_{inc}, mas mantêm-se constantes, em média, 17% abaixo da nominal no caso de TLD-100 e 5% abaixo no caso de CaF_2.

4.6.2 – Equivalente de dose ambiental e direcional

4.6.2.1 - H*(10) e o teste de linearidade

Analisamos o desempenho dos monitores TL, para o teste de linearidade (Tabela 6) do H*(10). Dispúnhamos de monitores TL contendo 04 detectores: 02 TLD-100 (JA e Pb) e 02 CaF_2, (JA e Pb). De acordo com a norma (IEC, 1991), os valores de equivalente de dose na faixa de 30 μSv a 100 mSv determinados em teste de linearidade não devem variar mais do que 10%.

Iniciamos por determinar a energia efetiva da radiação incidente no monitor a partir das curvas da razão tipo 1 (Figura 27) e tipo 2 (Figura 28 e Figura 29) e depois os valores das grandezas operacionais de monitoração ambiental usando o algoritmo descrito na seção 3.16. Os resultados determinados usando as curvas da razão 1 e 2 estão respectivamente nas Figura 40 e Figura 41 e Figura 40 e Figura 413, para ângulos de incidência de 0° e energia da radiação de 34, 61, 130, 662 e 1250 keV.

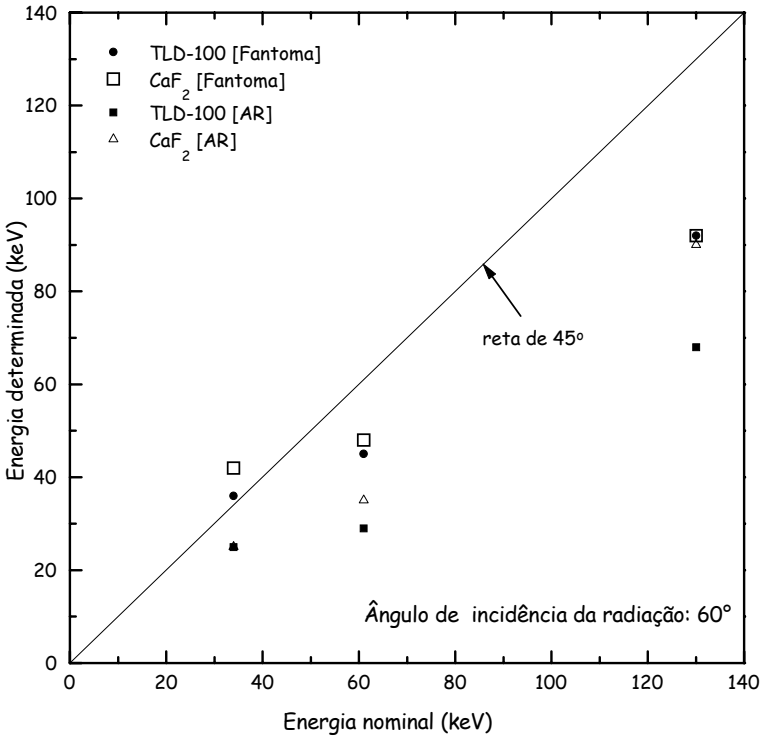


Figura 40 $H^*(10)_{determinado}$ em função do $H^*(10)_{nominal}$ para feixes de raios X **(a)**. A energia efetiva foi determinada com a curva da razão tipo 1 (JA/JA), para incidência 0° no ar.

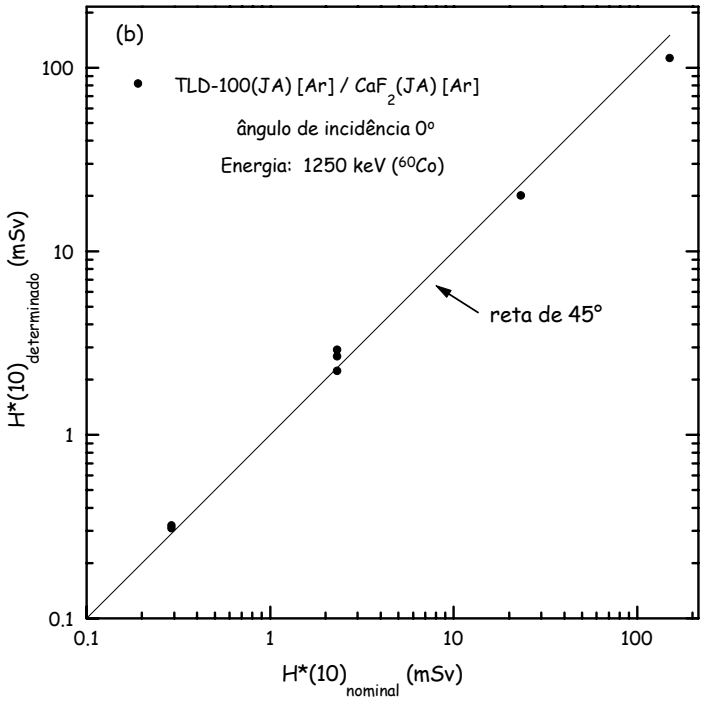


Figura 41 $H^*(10)_{determinado}$ em função do $H^*(10)_{nominal}$ para feixes de raios gama **(b)**. A energia efetiva foi determinada com a curva da razão tipo 1 (JA/JA), para incidência 0° no ar.

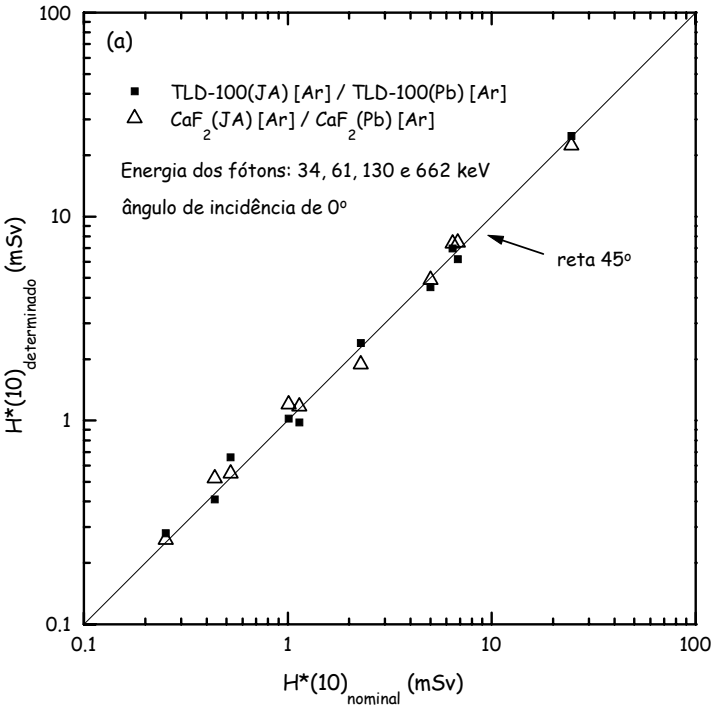


Figura 42 $H^*(10)_{determinado}$ em função do $H^*(10)_{nominal}$ para feixes de raios X **(a)**. A energia efetiva foi determinada com as curvas da razão tipo 2 (JA/Pb), para incidência 0°

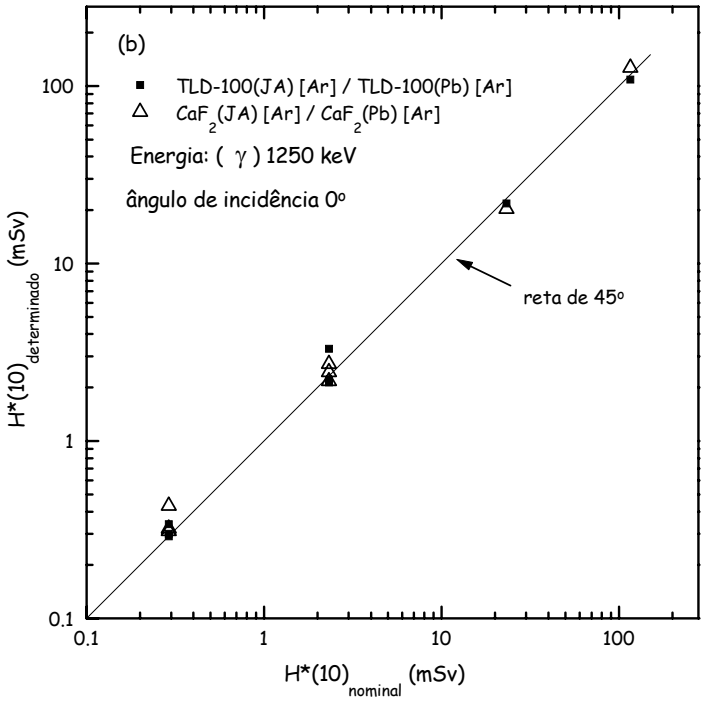


Figura 43 $H^*(10)_{determinado}$ em função do $H^*(10)_{nominal}$ para feixes de raios gama **(b)**. A energia efetiva foi determinada com as curvas da razão tipo 2 (JA/Pb), para incidência 0°

A fim de analisar os resultados apresentados nas Figura 40 e Figura 41 e Figura 40 e Figura 41 calculamos o valor de R (Tabela 15) com a equação:

$$R = \left\langle \frac{H^*(10)_{determinado}}{H^*(10)_{nominal}} \right\rangle \tag{4.7}$$

Na Tabela 15, o valor R corresponde a média de dois ou três valores e σ_R é o desvio padrão da média. O coeficiente de variação percentual foi calculado com a expressão 4.6.

Tabela 15: Média da razão entre $H^*(10)_{determinado}$ e $H^*(10)_{nominal}$ obtida com o algoritmo descrito na seção 3.17 para as curvas da razão tipo 1 e tipo 2. Os monitores foram irradiados no ar. A média (última linha) foi calculada através das expressões 4.3 e 4.4.

Ar	**Curva tipo 1**			**Curva tipo 2**					
				TLD-100			**CaF_2**		
Energia keV	R	σ_R	c.v. (%)	R	σ_R	c.v. (%)	R	σ_R	c.v. (%)
34	0,94	0,03	2,8	1,08	0,25	22,8	1,01	0,05	5,0
61	0,94	0,02	2,1	0,90	0,04	4,1	1,10	0,09	7,7
130	1,08	0,02	1,4	1,05	0,05	4,9	1,17	0,03	2,7
662	1,04	0,09	8,3	1,06	0,07	6,8	1,07	0,23	21,5
1250	1,06	0,12	11,6	1,05	0,18	16,8	1,10	0,18	16,6
Média	1,01	0,02	2,4	0,97	0,06	6,2	1,12	0,06	5,0

Em princípio, os valores médios de R mostram que os $H^*(10)_{determinado}$, em relação aos erros experimentais, reportam-se aos valores requeridos pela norma (IEC, 1991) em teste de linearidade, sendo aqueles obtidos com as curvas da razão tipo 1 (JA/JA), os melhores.

4.6.2.2 - H'(10,α) e o teste de dependência angular

Nas Figura 44 e Figura 44 estão os valores das razões de $H'(10,\alpha)_{determinado}$ pelo $H'(10,\alpha)_{nominal}$ em função da energia nominal para radiação incidindo com ângulos de 0°, 30°, 45° e 60° no monitor. Na Tabela 6 estão detalhadas as condições de irradiação. Cumpre salientar que os equivalentes de dose ambiental com que os monitores foram irradiados variaram de 3,5 a 6,8 mSv. Se observarmos a curva trombeta, vemos que os resultados obtidos são aceitáveis se os valores da razão estiverem dentro de (1,0 + 0,5) e (1,0 - 0,4), para essa faixa de equivalente de dose.

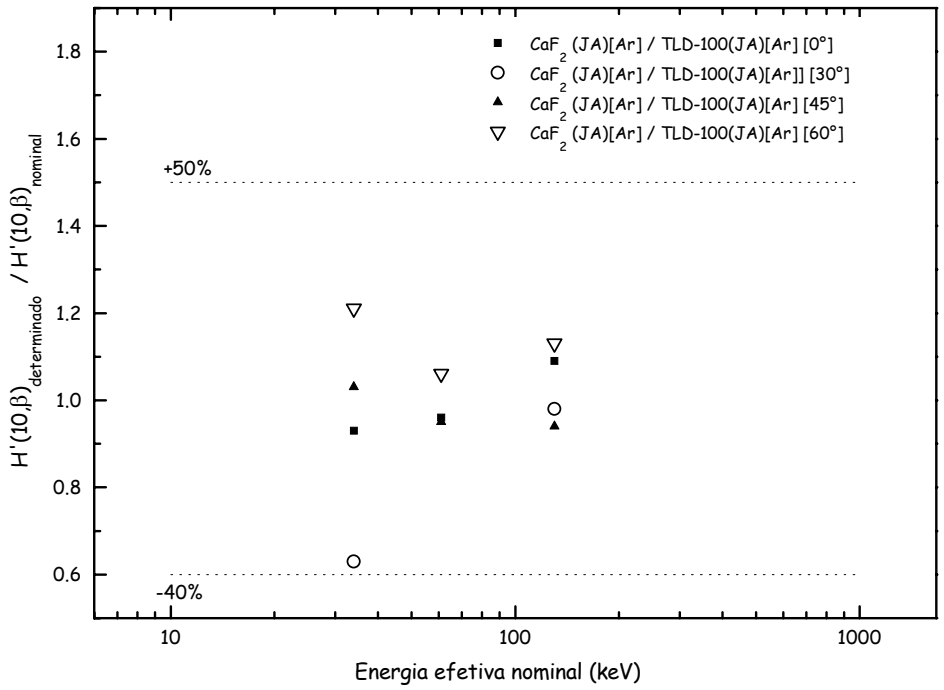


Figura 44: Razão entre $H'(10,\alpha)_{determinado}$ e $H'(10,\alpha)_{nominal}$ em função da energia efetiva nominal. O valor de H'(10,α) determinado foi obtido com a curva tipo 1 (JA/JA). Os monitores foram irradiados no ar com ângulos de 0°, 30°, 45° e 60°. A linha pontilhada é o parâmetro de aceitabilidade obtido da curva trombeta.

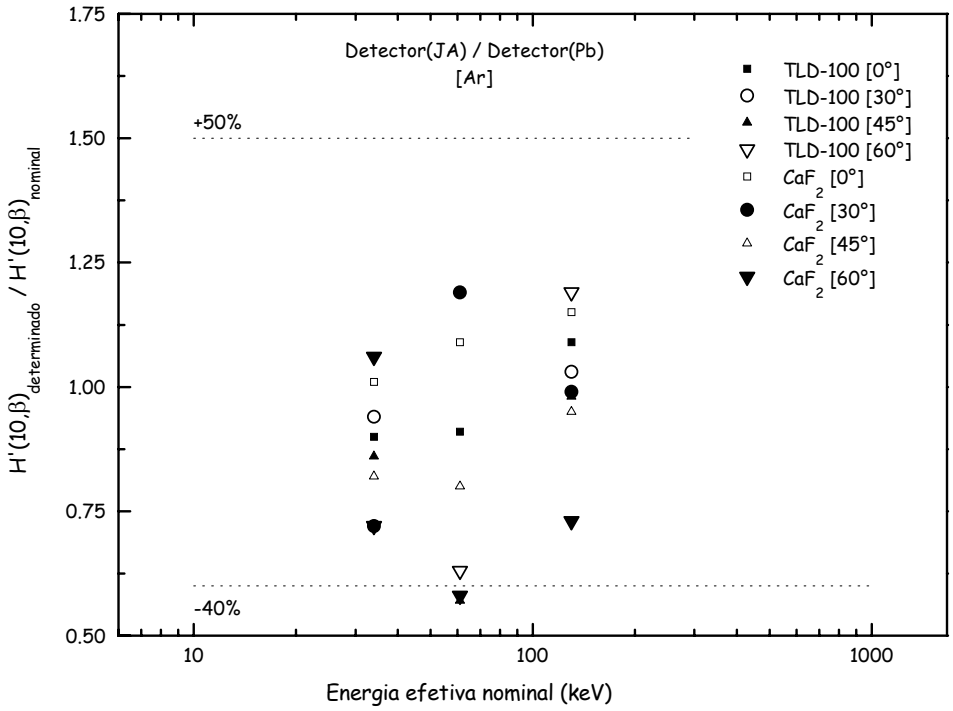


Figura 45 Razão entre $H'(10,\alpha)_{determinado}$ e $H'(10,\alpha)_{nominal}$ em função da energia efetiva nominal. O valor de $H'(10,\alpha)_{determinado}$ foi obtido com as curvas tipo 2 (JA/Pb). Os monitores foram irradiados no ar com ângulos de 0°, 30°, 45° e 60°. A linha pontilhada é o parâmetro de aceitabilidade obtido da curva trombeta.

Tabela 16: Razão R entre H'(10,α)$_{determinado}$, obtida com as curvas tipo 1 e tipo 2, e H'(10,α)$_{nominal}$. Os monitores foram irradiados no ar com ângulos de incidência 0°, 30°, 45° e 60°.

Ar Energia KeV	Ângulo de incidência (°)	H_{nom} (mSv)	**Curva tipo 1**		**Curva tipo 2**			
					TLD-100		**CaF_2**	
			H_{det}(mSv)	R	H_{det} (mSv)	R	H_{det}(mSv)	R
34	0	5,00	4,63	0,93	4,51	0,90	5,04	1,01
61	0	6,83	6,54	0,96	6,19	0,91	7,46	1,09
130	0	6,43	6,98	1,09	6,98	1,09	7,36	1,15
Média				0,99 ± 0,09		0,97 ± 0,10		1,08 ± 0,07
c.v. (%)				8,6		10,3		6,4
34	30	4,70	2,98	0,63	4,42	0,94	3,38	0,72
61	30	6,55	-	-	-	-	7,81	1,19
130	30	6,30	6,20	0,98	6,50	1,03	6,23	0,99
Média				0,81 ± 0,25		0,99 ± 0,07		0,85 ± 0,19
c.v. (%)				30,9		6,6		22,4
34	45	4,30	4,44	1,03	3,70	0,86	3,51	0,82
61	45	6,07	5,76	0,95	3,47	0,57	4,88	0,80
130	45	6,10	5,72	0,94	5,98	0,98	5,78	0,95
Média				0,97 ± 0,05		0,80 ± 0,21		0,86 ± 0,08
c.v. (%)				5,5		26,2		9,2
34	60	3,50	4,24	1,21	2,53	0,72	3,70	1,06
61	60	5,60	5,95	1,06	3,55	0,63	3,23	0,58
130	60	5,65	6,37	1,13	6,74	1,19	4,11	0,73
Média				1,13 ± 0,08		0,85 ± 0,30		0,79 ± 0,24
c.v. (%)				6,6		35,3		30,4

Analisando as médias parciais das razões R de H'(10,α)$_{determinado}$ pelo H'(10,α)$_{nominal}$ da Tabela 16 associadas as Figura 44 e Figura 44, nota-se que quando se empregam as curvas tipo 2 com parte dos detectores envoltos em Pb, as razões R se afastam do valor unitário à medida que crescem os ângulos de incidência da radiação no monitor. Isso decorre do filtro de Pb atenuar a radiação nele incidente. Percebe-se também que esse resultado é mais acentuado nos monitores de CaF_2 quando comparados aos TLD-100. Como era de se esperar, os valores das razões obtidos com o uso da curva tipo 1

(JA/JA), não apresentam esse efeito, uma vez que os detectores não são envoltos em filtros de Pb.

4.6.2.3 – $H^*(10)$ e a curva trombeta

Os valores da razão R de $H^*(10)_{determinado}$ pelo $H^*(10)_{nominal}$ foram colocados em função de $H^*(10)_{nominal}$ nas Figura 44 e Figura 44 e Figura 44, juntamente com a curva trombeta. Na primeira figura estão os resultados obtidos com a curva da razão tipo 1 (JA/JA) e na segunda com as curvas da razão tipo 2 (JA/Pb). Os monitores foram irradiados no ar com radiação incidindo perpendicularmente ao monitor. Observa-se que os resultados obtidos estão 100% dentro da curva trombeta.

É importante destacar que os resultados de $H'(10,\alpha)$ não foram colocados nas Figura 44 e Figura 44 e Figura 44 uma vez que os monitores foram irradiados com ângulos de incidência variados porém com os valores de kerma no ar similares. Sendo assim, os resultados se sobreporiam nessas figuras inviabilizando a visualização. Ainda assim, ressaltamos que não estamos omitindo essa informação pois eles já foram apresentados nas Figura 44 e Figura 44 e discutidos.

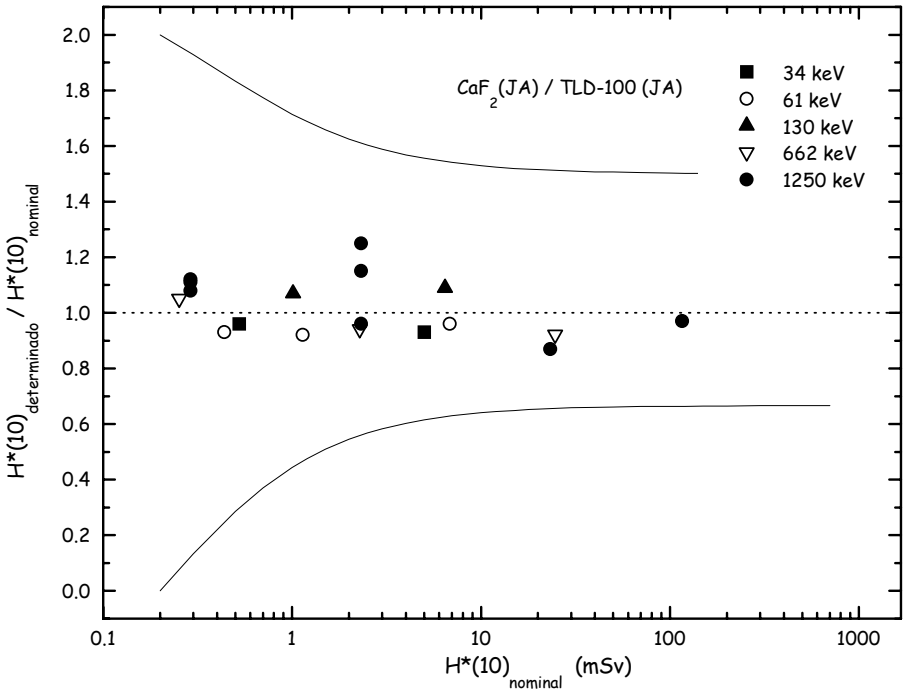


Figura 46 Razão R entre $H^*(10)_{determinado}$ e $H^*(10)_{nominal}$ obtidos com a curva tipo 1 (JA/JA) em função do $H^*(10)_{nominal}$. Os monitores foram irradiados no ar com ângulos 0°.

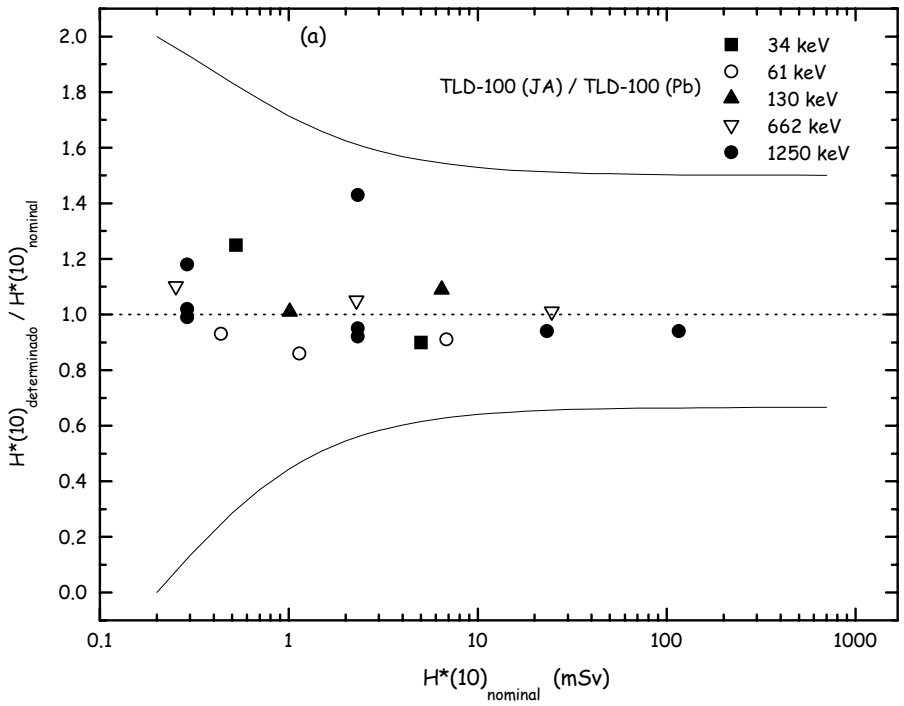


Figura 47 Razão R entre $H^*(10)_{determinado}$ e $H^*(10)_{nominal}$ obtida com as curvas tipo 2 (JA/Pb) em função de $H^*(10)_{nominal}$. Para TLD-100. Os monitores foram irradiados no ar com ângulos 0°.

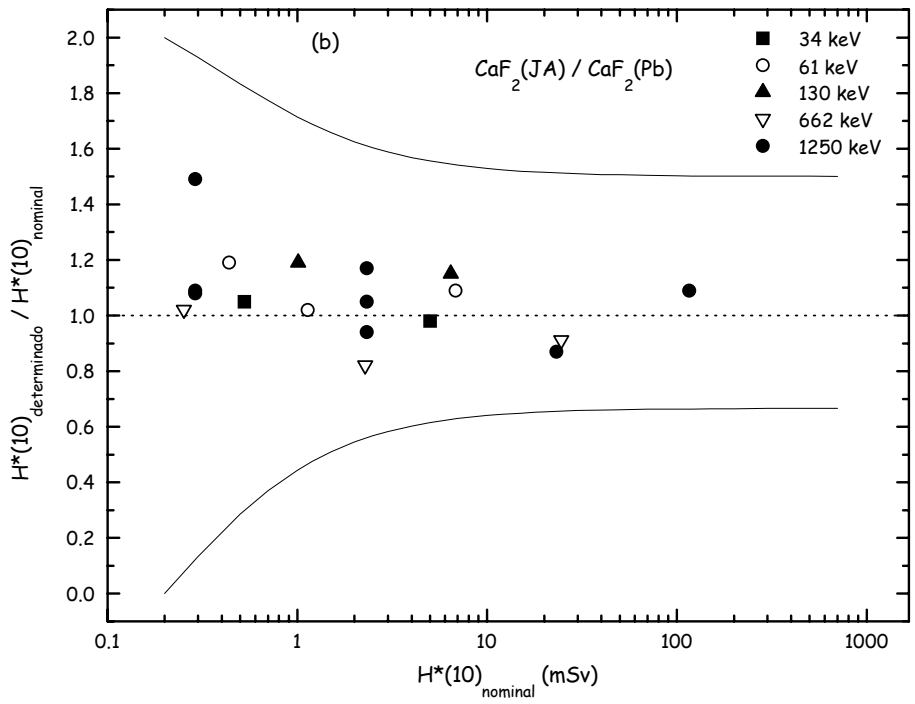


Figura 48 Razão R entre $H^*(10)_{determinado}$ e $H^*(10)_{nominal}$ obtida com as curvas tipo 2 (JA/Pb) em função de $H^*(10)_{nominal}$. para pastilha de CaF_2. Os monitores foram irradiados no ar com ângulos 0°.

A Tabela 17 mostra os valores obtidos para a razão R entre $H^*(10)_{determinado}$ e $H^*(10)_{nominal}$. As médias gerais da razão com seus respectivos desvios padrões da média estão na penúltima linha dessa tabela, e é nítido verificar que as médias das razões estão muito próximas da unidade. Os melhores resultados foram obtidos com a curva da razão tipo 1, ou seja, JA/JA.

Tabela 17: *Razão* entre $H^*(10)_{determinado}$ e $H^*(10)_{nominal}$ obtida com o algoritmo descrito na seção 3.17 usando as curvas tipo 1 e tipo 2, irradiados no ar e com ângulo de incidência 0°.

	Curva tipo 1	**Curva tipo 2**	
Energia		**TLD-100**	**CaF_2**
keV	R	R	R
34	0,96	1,25	1,05
34	0,93	0,90	0,98
61	0,93	0,93	1,19
61	0,92	0,86	1,02
61	0,96	0,91	1,09
130	1,07	1,01	1,19
130	1,09	1,09	1,15
662	1,05	1,10	1,02
662	0,94	1,05	0,82
662	0,92	1,01	0,91
1250	1,11	1,18	1,09
1250	1,12	0,99	1,49
1250	1,08	1,02	1,08
1250	1,25	1,43	1,17
1250	0,96	0,92	1,05
1250	1,15	0,95	0,94
1250	0,87	0,94	0,87
1250	0,97	0,94	1,09
Média	1,02 ± 0,07	1,03 ± 0,07	1,07 ± 0,06
c.v. (%)	6,5	6,9	5,2

4.6.3 - O equivalente de dose pessoal

Assim como o H'(10,α) e o H*(10), a estimativa da grandeza de monitoração individual, o equivalente de dose pessoal $H_p(10)$ (ICRU, 1985)[32] (ICRU, 1988) (ICRP, 1991) deve obedecer aos testes de desempenho recomendados internacionalmente associados à linearidade, dependência angular e da curva trombeta.

4.6.3.1 - $H_p(10)$ e o teste de linearidade

Para este teste, os monitores TL foram preparados com 4 detectores sendo 2 TLD-100 (JA e Pb) e 2 CaF_2, (JA e Pb). Novamente, determinamos a energia efetiva com as curvas da razão tipo 1 (Figura 27) e tipo 2 (Figura 28 e Figura 29). Os valores de $H_p(10)$ foram obtidos usando o algoritmo da seção 3.18 e comparados com os valores nominais. De acordo com a norma IEC 1066 de 1991, os valores de equivalente de dose pessoal na faixa de 0,1 mSv a 1 Sv determinados em teste de linearidade não devem variar mais do que 10%.

As Figura 49 e Figura 50 e Figura 49 e Figura 502 mostram os resultados obtidos com o uso das curvas de razão respectivamente do tipo 1 e 2. São gráficos de $H_p(10)_{determinado}$ em função de $H_p(10)_{nominal}$ para diferentes energias da radiação incidindo perpendicularmente ao monitor.

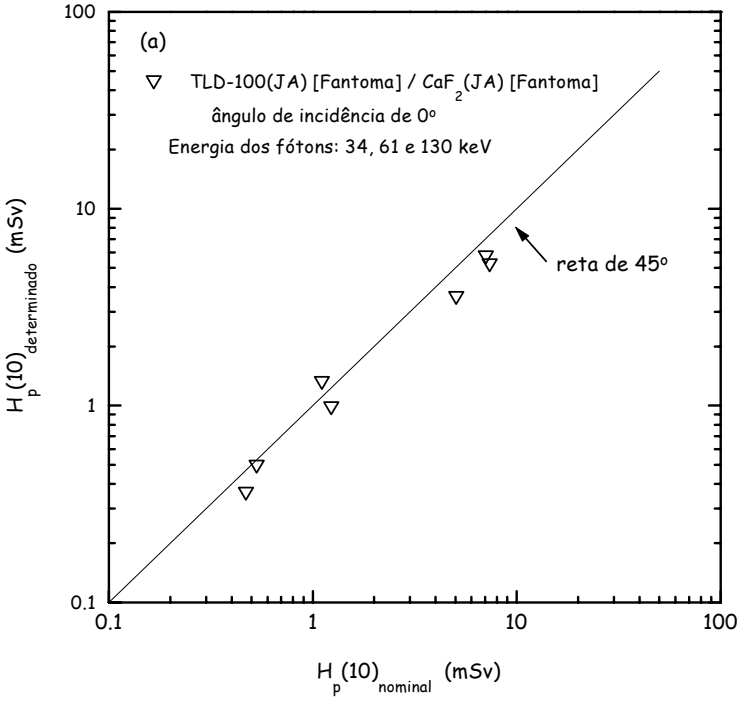


Figura 49 $H_p(10)_{determinado}$ em função do $H_p(10)_{nominal}$. A energia efetiva foi determinada com a curva do tipo 1 (JA/JA), para incidência 0° sobre o fantoma. Os feixes utilizados foram aqueles com energias efetivas de 34, 61 e 130 keV.

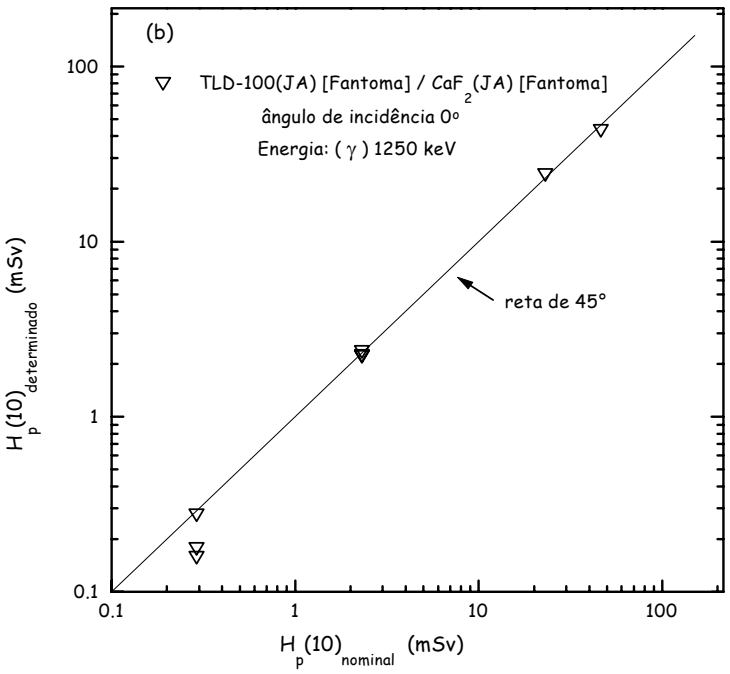


Figura 50 $H_p(10)_{determinado}$ em função do $H_p(10)_{nominal}$. A energia efetiva foi determinada com a curva do tipo 1 (JA/JA), para incidência 0° sobre o fantoma. Os feixes utilizados foram aqueles com energias efetivas de 1250 keV.

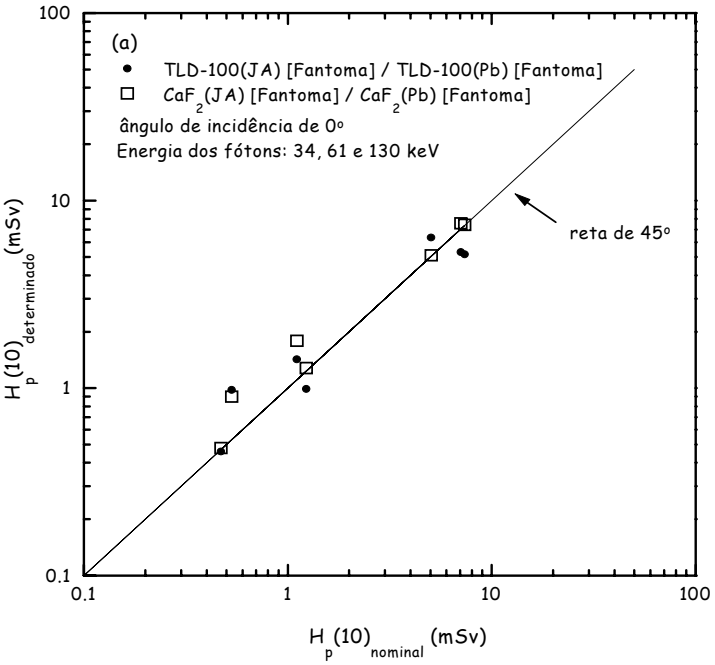


Figura 51 $H_p(10)_{determinado}$ em função do $H_p(10)_{nominal}$. A energia efetiva foi determinada com as curvas do tipo 2 (JA/Pb), para incidência 0° sobre o fantoma. Os monitores foram expostos a feixes com energias de 34, 61 e 130 keV.

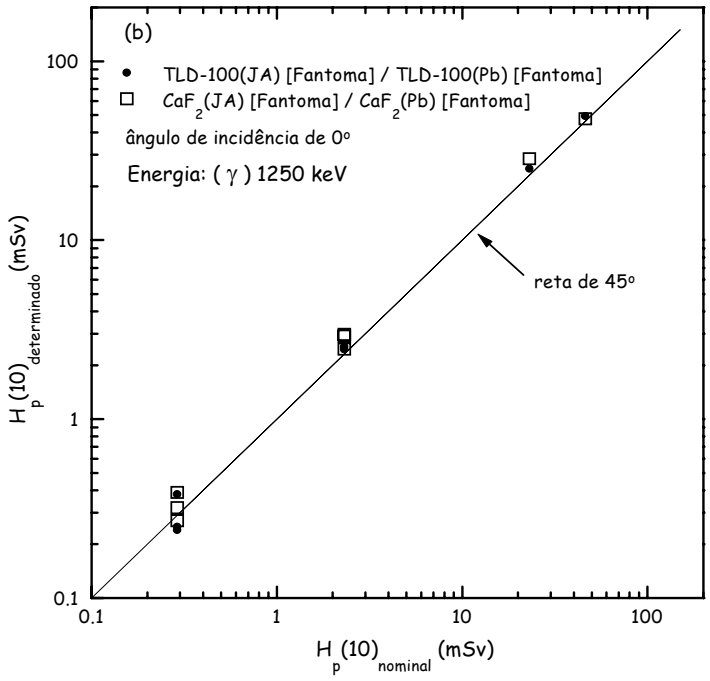


Figura 52 $H_p(10)_{determinado}$ em função do $H_p(10)_{nominal}$. A energia efetiva foi determinada com as curvas do tipo 2 (JA/Pb), para incidência 0° sobre o fantoma. Os monitores foram expostos a feixes com energia da radiação gama do ^{60}Co **(b)**.

Na Tabela 18 estão os valores do razão (R), igual a $H_p(10)_{determinado}/H_p(10)_{nominal}$ para os feixes estudados. Ressaltamos que não efetuamos as irradiações na fonte de ^{137}Cs, pois a mesa de irradiação não suporta o fantoma, além do irradiador dessa fonte produzir grande quantidade de radiação espalhada.

Conforme vimos na seção anterior, os valores de R na **Tabela 18** correspondem à média de dois ou três valores da razão dada pela equação:

$$R = \left\langle \frac{H_p(10)_{determinado}}{H_p(10)_{nominal}} \right\rangle \tag{4.8}$$

σ_R é o desvio padrão da média e c.v. o coeficiente de variação percentual calculado com a expressão (4.6). Ressaltamos que os dados utilizados de irradiação com os raios gama do ^{60}Co são somente aqueles obtidos com a fonte 3.

Tabela 18: Média da razão R entre $H_p(10)_{determinado}$ e $H_p(10)_{nominal}$ dos monitores irradiados sobre o fantoma com os feixes de radiação incidindo com ângulo 0° com as energias que estão na primeira coluna. Os valores de $H_p(10)_{determinada}$ foram obtidos com as curvas tipo 1 e tipo 2.

0°	**Curva tipo 1**			**Curva tipo 2**					
				TLD-100			**CaF_2**		
Energia keV	R	σ_R	c.v. (%)	R	σ_R	c.v. (%)	R	σ_R	c.v. (%)
34	0,83	0,16	19,4	1,55	0,42	27,1	1,35	0,47	35,1
61	0,76	0,04	5,7	0,86	0,14	16,6	1,02	0,02	1,2
130	1,01	0,27	26,7	1,02	0,37	36,3	1,34	0,38	28,7
1250	0,90	0,41	21,1	1,05	0,15	14,3	1,16	0,15	12,9
Média	0,77	0,08	10,4	0,99	0,20	20,2	1,02	0,04	3,6

Analisando a última linha da Tabela 18 notamos que o valor médio de R está muito baixo quando a curva do tipo 1 (JA/JA) é usada. Em princípio, seu uso não é recomendado, se considerarmos a norma internacional (IEC, 1066). Entretanto, os valores médios de R obtidos com as curvas do tipo 2 (JA/Pb),

tanto de CaF_2(JA)/CaF_2(Pb) e TLD-100(JA)/TLD-100(Pb), indicam que eles estão dentro dos valores recomendados.

4.6.3.2 - $H_p(10)$ e o teste de dependência angular

As Figura 50, Figura 54 e Figura 55, apresentam os resultados de $H_p(10)$ calculados com o algoritmo descrito na seção 3.17 tendo sido a energia efetiva obtida com o uso das curvas tipo 1 e 2 respectivamente, para monitores colocados na frente do fantoma e θ_{inc} iguais a 0°, 30°, 45° e 60°. Na Tabela 19 estão os dados correspondentes as figuras.

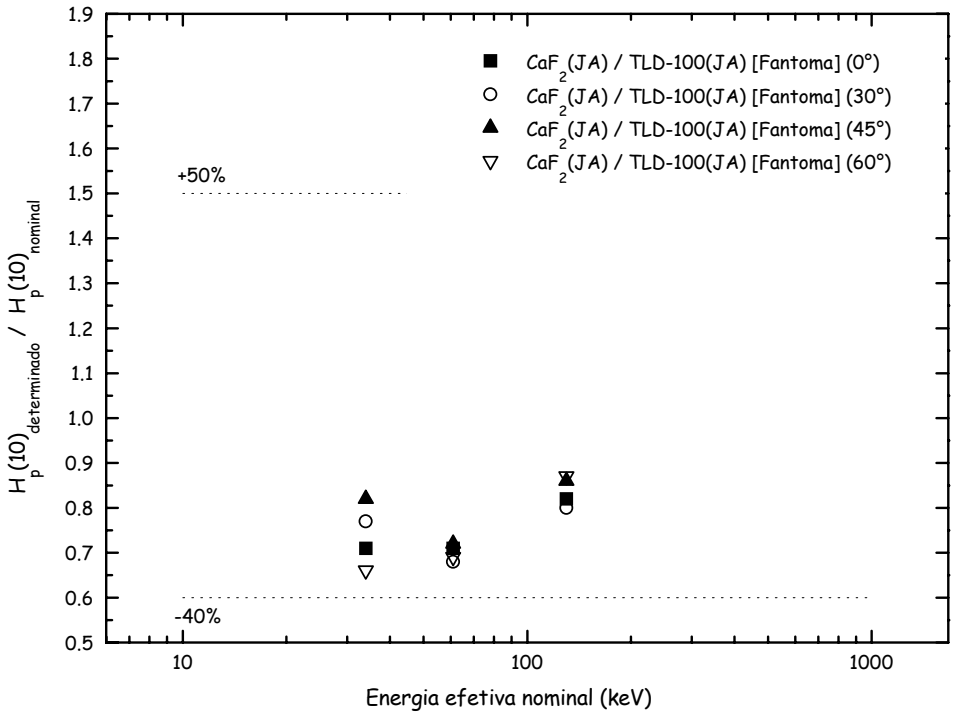


Figura 53: Razão R entre $H_p(10)_{determinado}$, com a curva tipo 1 (JA/JA), e $H_p(10)_{nominal}$ em função da energia efetiva nominal. Os monitores foram irradiados sobre o fantoma com ângulos θ_{inc} de 0°, 30°, 45° e 60°. As linhas pontilhadas limitam os valores aceitáveis e são obtidas da curva trombeta.

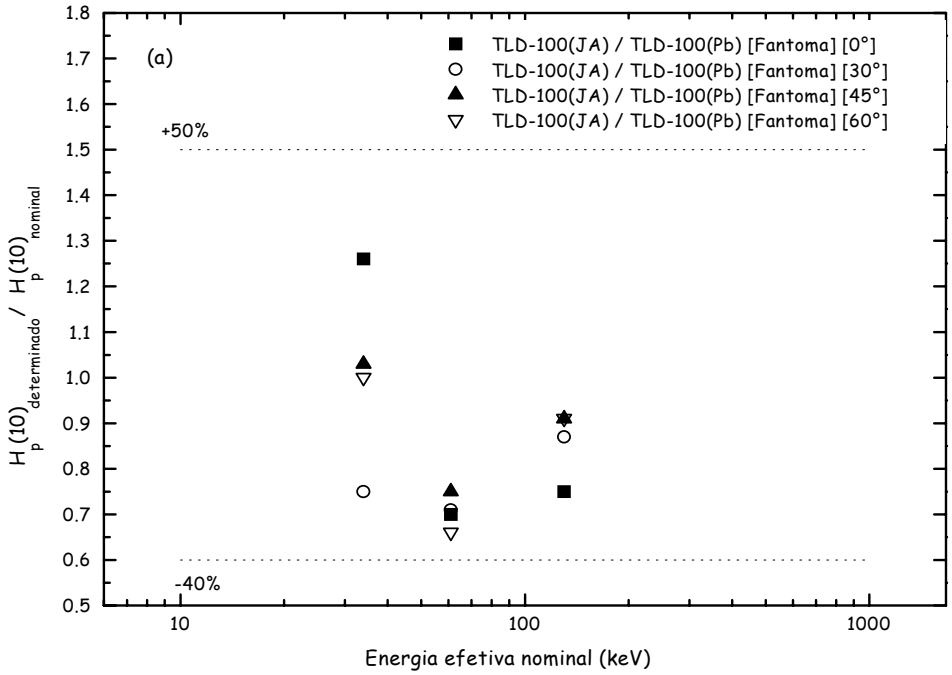


Figura 54 Razão entre $H_p(10)_{determinado}$, com as curvas tipo 2 (JA/Pb) TLD-100, e $H_p(10)_{nominal}$ em função da energia efetiva nominal. A irradiação foi feita sobre o fantoma com ângulos θ_{inc} de 0°, 30°, 45° e 60°. As linhas pontilhadas limitam os valores aceitáveis e são obtidas da curva trombeta.

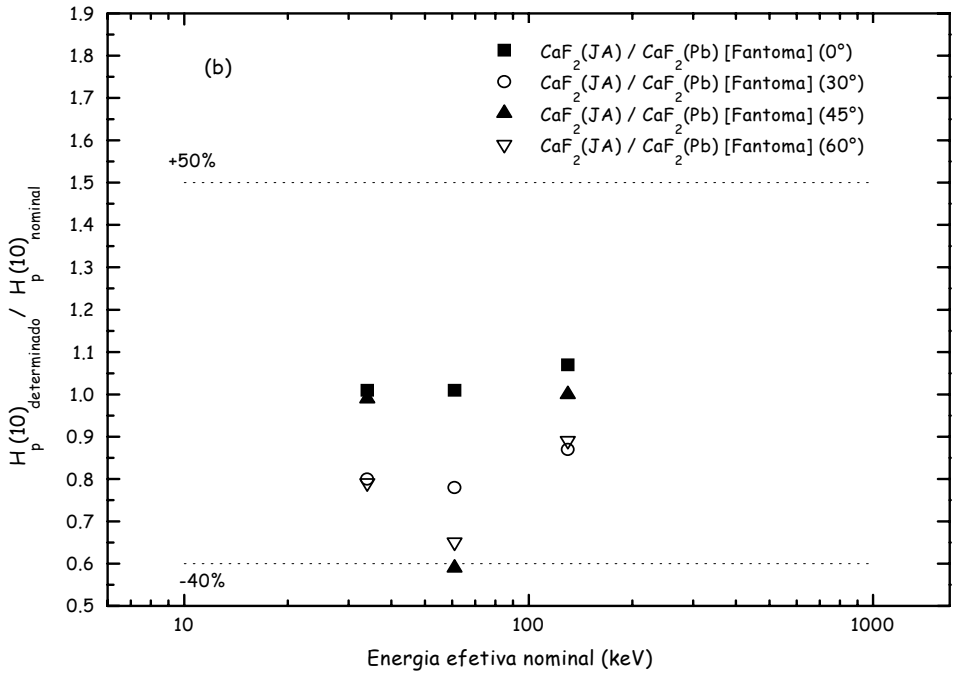


Figura 55 Razão entre $H_p(10)_{determinado}$, com as curvas tipo 2 (JA/Pb) CaF_2 **(b)**, e $H_p(10)_{nominal}$ em função da energia efetiva nominal. A irradiação foi feita sobre o fantoma com ângulos θ_{inc} de 0°, 30°, 45° e 60°. As linhas pontilhadas limitam os valores aceitáveis e são obtidas da curva trombeta.

Tabela 19: Razão R entre $H_p(10)_{determinado}$ com as curvas tipo 1 e tipo 2 e $H_p(10)_{nominal}$ Os monitores foram irradiados sobre o fantoma com ângulos de incidência 0°, 30°, 45° e 60°.

Energia keV nominal	Ângulo de incidência (°)	H_{nom}	Curva tipo 1		Curva tipo 2			
					TLD-100		CaF_2	
			H_{det}	R	H_{det}	R	H_{det}	R
34	0	5,05	3,60	0,71	6,35	1,26	5,11	1,01
61	0	7,38	5,27	0,71	5,17	0,70	7,43	1,01
130	0	6,06	5,78	0,87	5,31	0,75	7,56	1,07
Média c.v. (%)				0,75 ± 0,06 8,2		0,90 ± 0,31 34,0		1,03 ± 0,04 3,6
34	30	4,82	3,73	0,77	3,62	0,75	3,84	0,80
61	30	7,14	4,83	0,71	5,05	0,71	5,55	0,78
130	30	6,91	5,52	0,80	5,98	0,87	6,03	0,87
Média c.v. (%)				0,76 ± 0,05 6,13		0,77 ± 0,08 10,6		0,81 ± 0,05 6,3
34	45	4,44	3,64	0,82	4,57	1,03	4,39	0,99
61	45	6,72	4,85	0,72	5,04	0,75	3,94	0,59
130	45	6,62	5,70	0,86	6,02	0,91	6,63	1,00
Média c.v. (%)				0,80 ± 0,07 8,9		0,90 ± 0,14 15,6		0,86 ± 0,24 27,5
34	60	3,71	2,45	0,66	3,72	1,00	2,95	0,79
61	60	5,85	4,03	0,69	3,87	0,66	3,79	0,65
130	60	6,06	5,25	0,87	5,54	0,91	5,37	0,89
Média c.v. (%)				0,74 ± 0,11 14,9		0,86 ± 0,18 20,6		0,78 ± 0,12 15,6

Analisando as médias parciais das razões R de $H_p(10)_{determinado}/H_p(10)_{nominal}$, verificamos que quando a curva da razão 1 JA/JA é utilizada, os valores de $H_p(10)_{determinado}$ são ao redor de 25% inferiores ao nominais, independente do ângulo de incidência. O uso das curvas da razão 2, fornecem valores de $H_p(10)_{determinado}$ um pouco melhores e com uma ligeira tendência de decréscimo com o aumento do θ_{inc}. Apesar dos valores serem sistematicamente inferiores aos nominais, eles estão todos dentro das curvas trombeta, como indicadas nas Figura 503, Figura 54 e Figura 55, e portanto, aceitáveis pelas normas internacionais.

4.6.3.3 - $H_p(10)$ e a curva trombeta

Utilizaremos a curva trombeta (figura 3.10) para analisar os $H_p(10)_{determinado}$ a partir das curvas da razão tipo 1 e 2, dos monitores irradiados sobre o fantoma com θ_{inc} = 0°. Os resultados estão apresentados nas Figura 54, Figura 547 e Figura 548. De maneira análoga aos valores obtidos para o H'(10,α), não apresentaremos resultados de Hp(10,α) junto com as curvas trombetas pois os monitores foram irradiados com ângulos diferentes, contudo com os valores de kerma no ar similares se sobrepondo nos gráficos. Novamente frisamos que essa informação encontra-se no presente trabalho nas Figura 503 e Figura 54 e Figura 55,.

Apesar dos pontos apresentarem uma maior dispersão ao redor da razão R = 1, do que no caso das grandezas operacionais de monitoração ambiental, todos eles estão dentro da curva trombeta, exceto o ponto correspondente ao equivalente de dose pessoal (Figura 56) para energia efetiva de 34 keV que se encontra distante da curva em 1%.

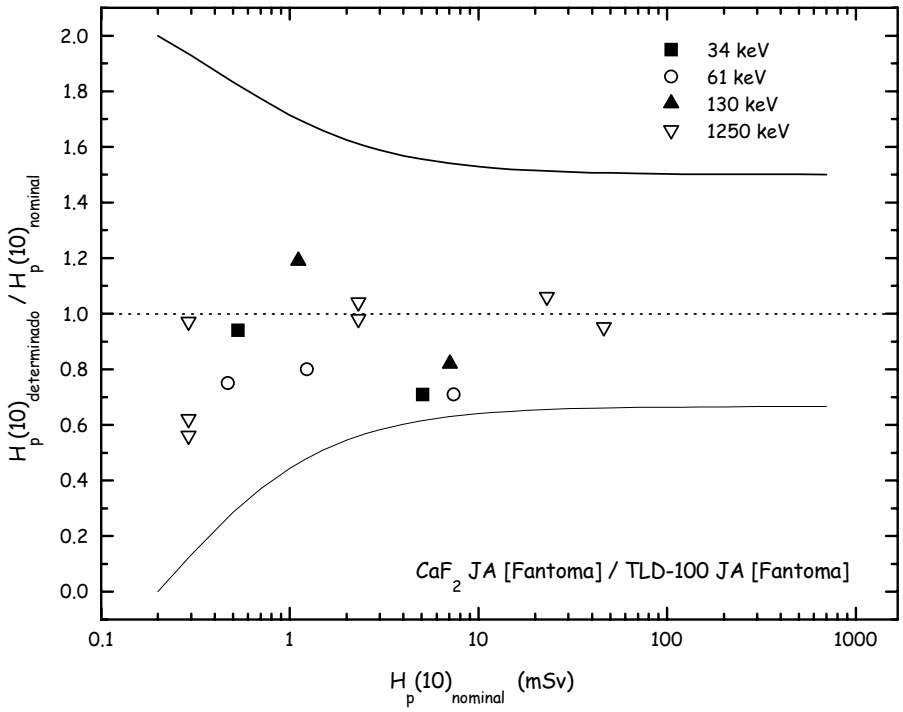


Figura 56: Razão entre $H_p(10)_{determinado}$ com a <u>curva tipo 1 (JA/JA)</u> e $H_p(10)_{nominal}$ em função do $H_p(10)_{nominal}$. Os monitores foram irradiados na frente do fantoma com ângulos θ_{inc} de 0°.

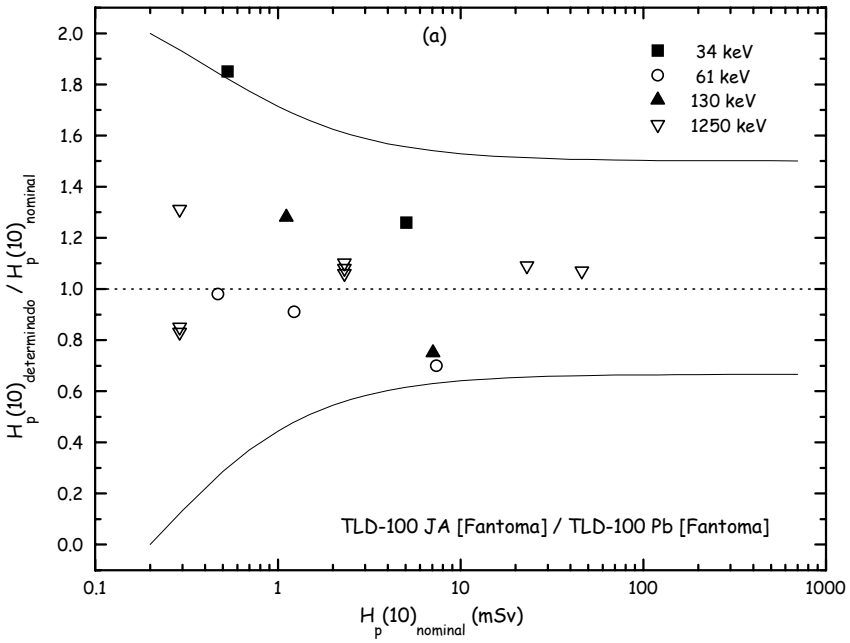


Figura 57 Razão entre $H_p(10)_{determinado}$, obtido com as curvas tipo 2 (JA/Pb) para TLD-100 e $H_p(10)_{nominal}$, em função do $H_p(10)_{nominal}$. Os monitores foram irradiados na frente do fantoma com ângulos θ_{inc} de 0°.

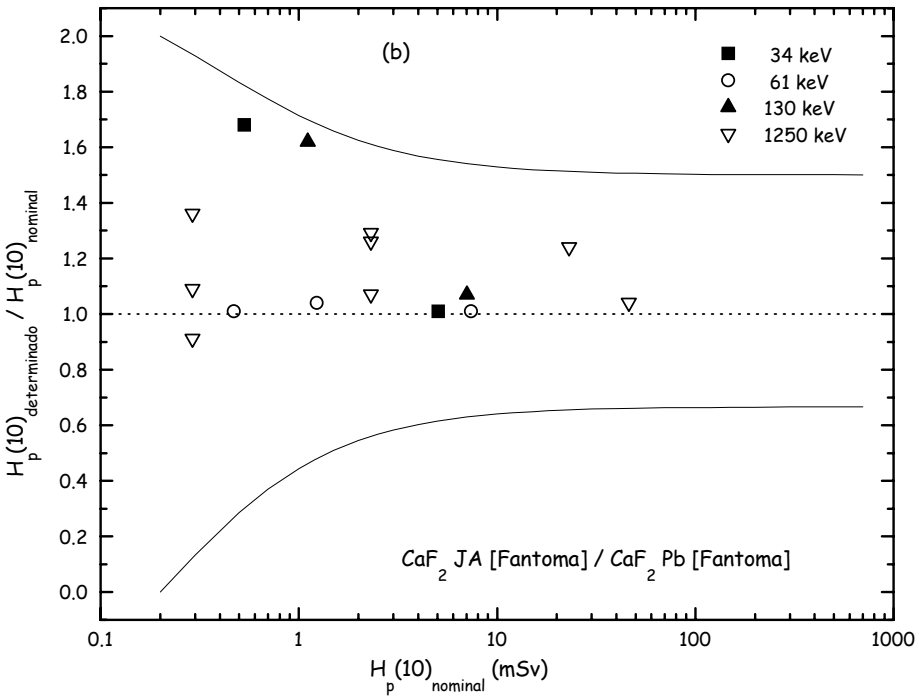


Figura 58 Razão entre $H_p(10)_{determinado}$, obtido com as curvas tipo 2 (JA/Pb) para CaF_2, e $H_p(10)_{nominal}$, em função do $H_p(10)_{nominal}$. Os monitores foram irradiados na frente do fantoma com ângulos θ_{inc} de 0°.

A Tabela 20 lista a razão R = $H_p(10)_{determinado}/H_p(10)_{nominal}$ para monitores irradiados sobre o fantoma com feixes de energias de 34, 61, 130 e 1250 keV incidindo perpendicularmente.

Tabela 20: Razão (R) entre $H_p(10)_{determinado}$ para as curvas tipo 1 e tipo 2 e $H_p(10)_{nominal}$ obtida com o algoritmo descrito na seção 3.17, irradiados sobre o fantoma com ângulo de incidência 0°.

	Curva tipo 1	Curva tipo 2	
Energia		**TLD-100**	**CaF_2**
keV	R	R	R
34	0,94	1,85	1,68
34	0,71	1,26	1,01
61	0,75	0,97	1,01
61	0,80	0,91	1,04
61	0,71	0,70	1,01
130	1,19	1,28	1,62
130	0,82	0,75	1,07
1250	0,62	0,85	1,36
1250	0,56	0,83	0,91
1250	0,97	1,31	1,09
1250	0,98	1,08	1,07
1250	0,98	1,06	1,29
1250	1,04	1,10	1,26
1250	1,06	1,09	1,24
1250	0,95	1,07	1,04
Média	0,87 ± 0,11	1,07 ± 0,30	1,18 ± 0,16
c.v. (%)	12,6	28,0	13,6

As médias dos valores de R com seus respectivos desvios padrões estão na última linha da Tabela 20, e pode-se observar que o uso da curva da razão tipo 1 (JA/JA), fornece valores de $H_p(10)$ 13% inferiores que os nominais e aqueles obtidos com as curvas da razão tipo 2 de CaF_2(JA)/CaF_2(Pb) 18% superiores. Se tivermos que optar por uma delas, a escolha deve recair na última, uma vez que a boa conduta em proteção radiológica recomenda errar para mais. Entretanto, resultados melhores são obtidos com o sistema TLD-

100(JA)/TLD-100(Pb), com valores em média 7% maiores que os nominais, porém com um desvio padrão de 30%.

4.6.4 - Considerações sobre o desvio experimental

Estudamos agora as três situações possíveis para a obtenção da média final do equivalente de dose (Tabela 21) com a configuração do monitor que pode conter 02 detectores TL de CaF_2 e 02 de TLD-100 ou com a retirada de 1 de CaF_2 ou 1 de TLD-100, totalizando 3 detectores. Estudamos, isto é, a possibilidade, se for o caso, de diminuir o número de detectores dentro do monitor de 4 para 3, caso isso não altere a precisão na avaliação do equivalente de dose. Então, surge a questão de eleger o detector a ser retirado, ou seja a escolha do melhor conjunto de 3 detectores com ou sem filtro.

Salientamos que todo o processo de preparação e embalagem dos monitores (seção 3.8) permaneceriam inalterados. Inclusive, quando houver necessidade do uso de filtros, eles serão de (0,50 $\pm$ 0,05) mm de chumbo, que sabe-se necessário para o estabelecimento da condição de equilíbrio eletrônico para a radiação gama do ^{60}Co. Portanto um dos detectores escolhidos deve estar necessariamente envolto em filtro de Pb, mesmo porque as curvas de calibração são obtidas com detectores envoltos em filtros de chumbo quando são usados os irradiadores com fontes 1 ou 2 do Laboratório de Dosimetria.

A análise que realizaremos pode ser visualizada a partir da Tabela 21. Na primeira coluna estão as três situações. Na segunda, o número de detectores dentro do monitor; na terceira e quarta, o tipo de detector com ou sem filtro de Pb, na quinta as curvas da razão JA/JA ou JA/Pb a serem utilizadas na avaliação da energia efetiva e consequentemente na de equivalente de dose H, e na última a quantidade de valores de H que pode ser obtida. Cada curva da razão pode resultar em dois valores de H, naturalmente

não independentes entre si, pois ela já é o resultado das alturas de pico de dois detectores.

Tabela 21: Configurações possíveis para composição de cada monitor.

Situação	Quantidade de detectores	TLD-100	CaF_2	Curva de determinação da Energia efetiva	Equivalente de dose (H)
1	04	01 (JA) e 01 (Pb)	01 (JA) e 01 (Pb)	tipo 1 (CaF_2 JA/ TLD-100 JA) tipo 2 (TLD-100 JA/ TLD-100 Pb) tipo 2 (CaF_2 JA/ CaF_2 Pb)	6
2	03	01 (JA)	01 (JA) e 01 (Pb)	tipo 1 (CaF_2 JA/ TLD-100 JA) tipo 2 (CaF_2 JA/ CaF_2 Pb)	4
3	03	01 (JA) e 01 (Pb)	01 (JA)	tipo 1 (CaF_2 JA/ TLD-100 JA) tipo 2 (TLD-100 JA/ TLD-100 Pb)	4

Estimamos o desvio médio nos valores de H*(10) e do $H_p(10)$ obtidos, cujos valores médios estão listados nas Tabela 15 e Tabela 18, respectivamente, considerando as configurações possíveis dos monitores da Tabela 21. Para cada conjunto de dado estimamos o valor médio <x> com a expressão:

$$< x >= \frac{1}{N} \cdot \sum_{i}^{N} x_i \tag{4.9}$$

onde N é o número de dados ou seja, a quantidade de valores de H determinada. A estimativa da variância foi feita por:

$$\sigma^2 = \frac{1}{N-1} \cdot \sum_{i}^{N} \left(x_i - < x > \right)^2 \tag{4.10}$$

e o desvio padrão da média:

$$\sigma_m = \frac{\sigma}{\sqrt{N}} \cdot \tag{4.11}$$

Uma vez que dispomos de poucos dados (6 ou 4 valores de H), estimamos com o método do t de student (Vanin e Gouffon, 1996) um intervalo dado por [<x> - t.σ_m ; <x> + t.σ_m], onde nossos resultados estarão presentes com 95% de

probabilidade. O valor do t nesse intervalo é tabelado. Destacamos que o intervalo de confiança de 95% foi escolhido segundo recomendação da norma internacional (IEC, 1991).

Na Tabela 22 apresentamos as razões entre o valor determinado e o nominal para H*(10) e $H_p(10)$ para as diferentes montagens dos monitores . O valor do t de student utilizado foi extraído da norma (IEC, 1991) e encontra-se na Tabela 25 no apêndice. O coeficiente de variação c. v. foi estimado com a expressão 4.6.

Tabela 22: Razão entre o valor determinado e o nominal para H*(10) e $H_p(10)$ estimados segundo o método t de student com as configurações 1, 2, 3 para irradiações no ar e sobre o fantoma, respectivamente, com energias efetivas de 34, 61, 130, 662 e 1250 keV com θ_{inc} = 0°.

Configuração	$<H^*(10)_{determ}/H^*(10)_{nom}>$ [<x> ; t.σ_m]	c.v. %	$<H_p(10)_{determ}/H_p(10)_{nom}>$ [<x> ; t.σ_m]	c.v. %
1	[1,04 ; 0,10]	9	[1,04 ; 0,18]	17
2	[1,02 ; 0,11]	11	[0,97 ; 0,24]	25
3	[1,02 ; 0,10]	10	[0,97 ; 0,20]	20

De acordo com a tabela acima podemos notar que, em princípio, todas as configurações fornecem valores médios de equivalentes de dose similares; a diferença está no desvio que no caso de irradiações na frente do fantoma é quase o dobro daquele de irradiações no ar. Comparando os valores obtidos para ambas as situações, podemos concluir que o erro não pode estar associado ao dosímetro em si, nem ao processo como um todo, pois os experimentos com exposição de monitores no ar e na frente do fantoma foram realizados paralelamente. Na nossa avaliação, então, o responsável por isso recai com grande probabilidade no fantoma com as considerações de retro-espalhamento (de energia baixa que muda o espectro da radiação proveniente de uma fonte no monitor). A norma 4037 da ISO (ISO, 1996) recomenda e afirma que não é

necessária nenhuma correção quanto ao retro-espalhamento se o fantoma paralelepípedo cheio de água for usado. Poderíamos então raciocinar que a solução seria atingida se usássemos detectores com resposta independente da energia da radiação. Dentre todos os detectores TL que conhecemos, aquele que apresenta menor dependência energética é o LiF. Entretanto, os resultados por nós obtidos com TLD-100, também acabam resultando em desvios similares aos de pastilha de CaF_2 que tem uma dependência energética muito grande. Não consideramos a situação de configuração com só 2 detectores, pois a análise com o t de student resultaria em um desvio muito alto.

Por outro lado, é também interessante informar aqui o que diz a ICRU em seu report 47 de 1992:

"Em muitas situações os erros devidos a instrumentos não contribuem muito na incerteza total nas medidas de dose; na maior parte dos casos é aceitável considerar um desvio padrão de 30% como uma incerteza global. Isso porque, está demonstrado que, em geral, o monitor de área fornece somente um limite superior do equivalente de dose efetiva[27] que pessoas na vizinhança do detector recebem. E os monitores pessoais registram os equivalentes de dose recebidos, na melhor das hipóteses, pelas regiões do corpo que estão próximas a eles. E, existe uma regra geral da proteção radiológica que recomenda considerar o erro de modo a manter a segurança. A incerteza de 30% acima referida pode ser comparada com a incerteza de 10% geralmente aceita para a calibração dos instrumentos de proteção radiológica. O erro dos instrumentos pode exceder esse limite para radiação de alguma faixa de energia e para certos ângulos de incidência".

[27] O equivalente de dose efetiva foi substituído no *report 47* da ICRU por dose efetiva, com a inclusão de pele na especificação da dose efetiva.

4.6.5. - Relação entre dose efetiva E e equivalente de dose H

As grandezas operacionais foram introduzidas por organismos internacionais para possibilitar as determinações experimentais de equivalente de dose ambiental, direcional e pessoal que fornecem uma aproximação adequada às grandezas de proteção para irradiação com fontes de radiação externas ao corpo. Isso porque, como frisamos antes, as grandezas de proteção não podem ser determinadas experimentalmente. Entretanto, é de importância primordial o conhecimento da relação entre ambas as grandezas, para fins de proteção radiológica e o cumprimento das normas em termos de limite de dose efetiva. Além disso, deve-se considerar que, geralmente, os usuários de monitores estão expostos a campos de espectro largo de energia com diferentes geometrias de irradiação e os feixes nem sempre paralelos. Através de simulações computacionais, cálculos de coeficientes de conversão de kerma no ar ou de fluência para equivalente de dose, e compilação de resultados obtidos por diversos pesquisadores, a ICRU publicou no seu report 57 (ICRU, 1998)[36] inúmeras curvas que relacionam E a H para as mais variadas irradiações. A título de ilustração reproduzimos duas dessas figuras.

A Figura 59 mostra que entre 60 keV e 10 MeV, os valores da razão $E/H^*(10)$ variam de 0,75 a 0,92 para a geometria de irradiação AP (θ_{inc} =0°) e de 0,48 a 0,85 para a geometria ROT. Portanto, o $H^*(10)$ faz uma superestimava relativamente ao valor de E de mais de 15%. Para fótons de baixa energia de 25 keV os valores superestimados são significativos, chegando a razão E/H^* ser da ordem de 1/3 para a geometria AP e no caso de PA, de mais de 1/10.

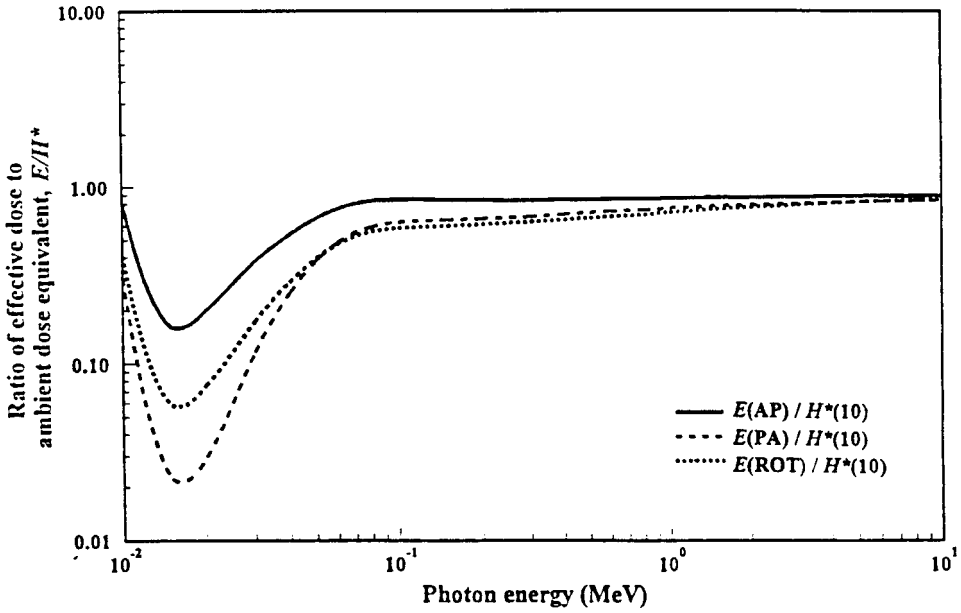


Figura 59 Razão entre E e $H^*(10)$ para três geometrias de irradiação em função da energia do fóton (extraído do *report* 57 da ICRU de 1998, p.67).

Da Figura 60 podemos concluir que o $H'(10,\alpha)$ é sempre maior que a dose efetiva E, qualquer que seja a geometria de irradiação em maior ou menor grau dependendo da energia do fóton, mas no caso de $H_p(10)$, se a irradiação for com θ_{inc} = 180° (PA), o valor determinado pode ser muito menor que a dose efetiva E, e é tanto menor, quanto menor a energia do fóton a partir de uns 50 keV, como era de se esperar, uma vez que o próprio corpo atenua a radiação que atinge o monitor.

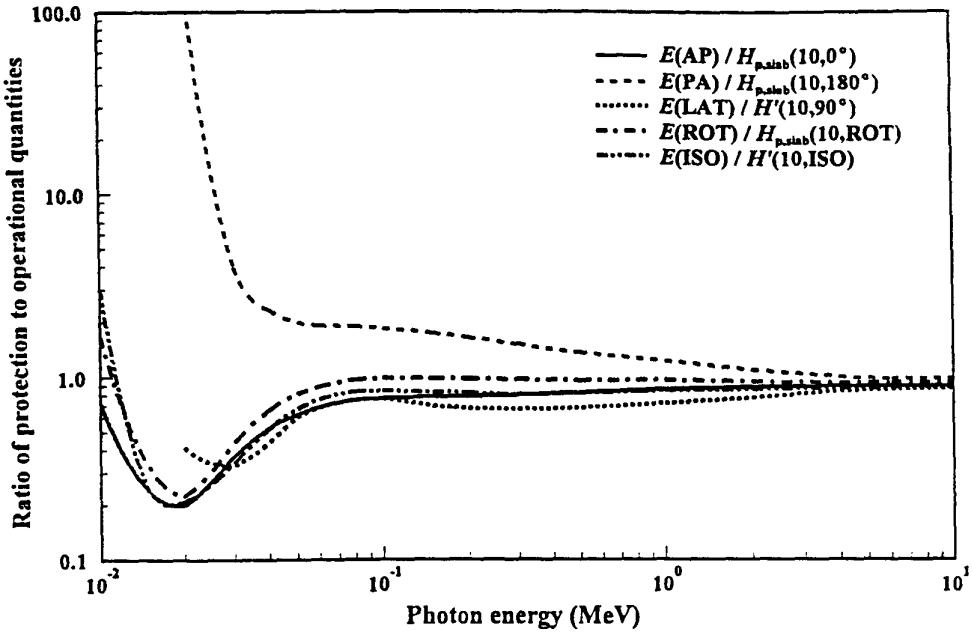


Figura 60 Razões $E/H_p(10)$, para o fantoma paralelepípedo e $E/H'(10,\alpha)$ para diferentes geometrias de irradiação em função da energia do fóton (extraído do *report* 57 da ICRU de 1998, p. 74).

O report 57 da ICRU (ICRU, 1998)[36] resume que: " *após todas as mudanças feitas nas definições, especificações e dados-bases físicas podemos concluir que: para fótons, as grandezas operacionais para monitoração de área ($H^*(10)$ ambiental e $H'(10,\alpha)$ direcional) continuam a fornecer valores superestimadas razoáveis de E (tipicamente 20% ou mais) em todas as geometrias de irradiação. No caso das medidas de monitoração individual, o $H_p(10)$ deve fornecer uma boa aproximação de E em geometrias de irradiação de maior interesse na proteção radiológica que são a AP e ROT. Entretanto, devem ser tomados cuidados em casos de outras geometrias, principalmente a PA. Se quiser evitar a valores subestimados da dose efetiva E, os monitores individuais devem ser posicionados adequadamente no corpo do usuário.*"

Como se pode verificar, a questão de monitoração individual e de área ainda é um campo aberto para muitas investigações. Nesse ínterim, as pessoas

que produzem normas em escritório podem simplesmente recomendar o uso de diversos monitores, um na frente do corpo, outro atrás, outro do lado etc. Talvez dois de uma vez, na frente, com diferentes tipos de detectores para avaliar melhor o erro. Teoricamente estariam certos, mas não na prática o procedimento mostra-se inviável, como aconteceu, por exemplo, com a recomendação de se usar a esfera ICRU sem verificar a viabilidade. Basta ver também, as contínuas publicações da ICRU, sempre modificando a anterior. Lamentavelmente essa polêmica haverá de continuar nos anos vindouros. Principalmente, pelo fato de que no Brasil os órgãos responsáveis pelo controle dos serviços de monitoração individual de rotina traduziram praticamente na íntegra, normas internacionais que por si só revelam-se ineptas, e impuseram-nas aos serviços de monitoração individual independente delas condizerem ou não com a realidade brasileira.

5. Conclusão final

O objetivo-título do presente trabalho "**Implementação de grandezas operacionais na monitoração individual e de área**" foi alcançado, com a determinação dos equivalentes de dose ambiental, direcional e pessoal através de monitores que foram submetidos a uma série de testes.

Descrevemos a seguir, resumidamente, o caminho que trilhamos para chegar ao objetivo proposto. Começamos com a fabricação de detectores termoluminescentes a serem usados e sua seleção. Para expor os monitores aos raios X de energias efetivas conhecidas, implantamos os feixes de diversas qualidades, através das medidas de camadas semi-redutoras. Um fantoma de PMMA cheio de água foi construído para simular o tórax de um adulto no estudo da monitoração pessoal. As curvas de dependência energética dos monitores contendo 2 pastilhas de CaF_2 ou 2 detectores de fluoreto de lítio TLD-100, cada um deles com ou sem filtro de Pb, foram obtidas, irradiando no ar ou na frente do fantoma. Essas curvas viriam a ser usadas respectivamente na determinação das grandezas operacionais de monitoração de área e individual. As curvas de dependência energética fornecem os fatores de correção para a sensibilidade termoluminescente do sistema detector + filtro + porta dosímetro, em função da energia da radiação incidente no monitor. A partir dessas curvas foram obtidas as razões entre as várias combinações possíveis delas, que por sua vez vão fornecer a energia da radiação incidente no monitor via razão entre a resposta do detector TL sem filtro e a daquele com filtro ou via quociente entre as respostas dos detectores de tipos diferentes, ambos sem filtro.

Uma vez conhecidas as características do monitor a ser usado na monitoração, passamos a avaliar seu desempenho, irradiando-os no ar e na frente do fantoma com os valores de kerma no ar de 0,2 a 100 mGy, com as energias dos fótons de 34, 61, 130 e/ou de 662 e 1250 keV incidindo no monitor com ângulos de 0°, 30°, 45° e 60°. Esses parâmetros levaram em

consideração as mais freqüentes situações de irradiação dos usuários de monitores individuais. Avaliamos, então, os valores dos equivalentes de dose, sem ter o conhecimento das condições de irradiação do monitor, uma vez que sua identificação havia sido alterada. Em seguida efetuamos todas as análises dos resultados totais e parciais, partindo da avaliação da energia da radiação incidente, da linearidade da resposta, do efeito do ângulo de incidência da radiação no monitor, e da inclusão ou não das razões dos equivalentes de dose determinado pelo nominal dentro da curva trombeta. Passamos, então, a considerar o número de detectores que deviam compor o monitor considerando a avaliação dos desvios globais.

Todas as análises foram realizadas através da razão parâmetro$_{determinado}$/parâmetro$_{nominal}$, calculada usando as curvas do tipo 1 de JA/JA ou as do tipo2 JA/Pb e ainda separadas em irradiações no ar e na frente do fantoma.

Colocamos aqui a última linha das várias tabelas apresentadas, para os diferentes parâmetros, separados em irradiações no ar e na frente do fantoma.

parâmetro	Curva tipo 1			Curva tipo 2					
	JA/JA			TLD-100 JA/Pb			CaF_2 JA/Pb		
Ar	R	σ_R	c.v.(%)	R	σ_R	c.v.(%)	R	σ_R	c.v.(%)
$H^*(10)_{det}/H^*(10)_{nom}$, várias energias $\theta_{inc} = 0^o$	1,02	0,07	6,5	1,03	0,07	6,9	1,07	0,06	5,2
$H^*(10,0)_{det}/H^*(10,0)_{nom}$, energia dos raios X	0,99	0,09	8,6	0,97	0,01	10,3	1,08	0,07	6,4
$H(10,30)_{det}/H^*(10,30)_{nom}$, energia dos raios X	0,81	0,25	30,9	0,99	0,07	6,6	0,85	0,19	22,4
$H^*(10,45)_{det}/H^*(10,45)_{nom}$, energia dos raios X,	0,97	0,05	5,5	0,80	0,21	26,2	0,86	0,08	9,2
$H^*(10,60)_{det}/H^*(10,60)_{nom}$, energia dos raios X	1,13	0,08	6,6	0,85	0,30	35,3	0,79	0,24	30,4

parâmetro **Fantoma**	Curva tipo 1 JA/JÁ			Curva tipo 2 TLD-100 JA/Pb			 CaF_2 JA/Pb		
	R	σ_R	c.v. (%)	R	σ_R	c.v. (%)	R	σ_R	c.v. (%)
$H_p(10)_{det}/H_p(10)_{nom}$, várias energias $\theta_{inc} = 0^o$	0,87	0,11	12,6	1,07	0,30	28,0	1,18	0,16	13,6
$H_p(10,0)_{det}/H_p(10,0)_{nom}$, energia dos raios X	0,75	0,06	8,2	0,90	0,31	34,0	1,03	0,04	3,6
$H_p(10,30)_{det}/H_p(10,30)_{nom}$, energia dos raios X	0,76	0,05	6,13	0,77	0,08	10,6	0,81	0,05	6,3
$H_p(10,45)_{det}/H_p(10,45)_{nom}$, energia dos raios X,	0,80	0,07	8,9	0,90	0,14	15,6	0,86	0,24	27,5
$H_p(10,60)_{det}/H_p(10,60)_{nom}$, energia dos raios X	0,74	0,11	14,9	0,86	0,18	20,6	0,78	0,12	15,6

Uma análise detalhada desses resultados foi sendo feita à medida que eles foram sendo apresentados. Vale, no entanto, frisar que apesar de alguns valores das razões $H_{determinado}/H_{nominal}$ estarem afastados de 1,00 de até 25%, todos eles quer seja para H representado o equivalente de dose ambiental, direcional ou pessoal estão dentro das curvas trombetas, traçadas dentro dos limites estabelecidos por normas internacionais, com 95% de nível de confiança.

Para determinar a combinação ideal (mínimo número de detectores, mas que não comprometesse a precisão dos resultados) dos detectores termoluminescentes que iriam constituir os monitores de radiação, fizemos uma análise detalhada, levando em conta os resultados obtidos com os monitores irradiados com feixes de diversas energias incidindo perpendicularmente no monitor. Os resultados obtidos não diferem muito entre si. Portanto, a escolha recaiu na combinação de 2 detectores de fluoreto de cálcio (CaF_2), um envolto e outro não em filtro de chumbo e 1 de fluoreto de lítio TLD-100, sem filtro, por questões econômicas, uma vez que as pastilhas de CaF_2 podem ser produzidas no laboratório, enquanto que os TLD-100 devem ser importados. Para o monitor escolhido obtivemos para a razão

[$H(10)_{determinado}/H(10)_{nominal}$ ± desvio] os valores: (1,02 ± 0,11) e (0,97 ± 0,25) correspondendo respectivamente aos equivalentes de dose ambiental e pessoal. Os desvios foram calculados com o método t de *student*, considerando o intervalo que contém o valor nominal com 95% de probabilidade.

6. Futuros trabalhos

- Medir os espectros dos feixes de radiação disponíveis no Laboratório de Dosimetria, principalmente os das fontes 1 e 2. Isso permitirá a aplicação dos valores de coeficientes de conversão corretos na determinação do equivalente de dose nominal.

- Implantar feixes de raios X com outras qualidades, principalmente, aquelas com energias efetivas maiores, determinando camadas semi-redutoras. Isso, permitirá aumentar o número de pontos da curva de dependência energética. Esse procedimento tornaria possível ajustar essa curva aos pontos experimentais utilizando tratamento estatístico adequado, como por exemplo o método dos mínimos quadrados.

- Implantar o sistema de determinação de equivalentes de dose para as radiações fracamente penetrantes que são fótons de energia menor do que 20 keV, e partículas beta. Para isso, novos fantomas simuladores de extremidades do corpo, como pulsos e dedos devem ser elaborados para as determinações de equivalentes de dose para a pele H(0,07) e cristalino H(0,03). É importante ressaltar que no caso do cristalino, não há ainda especificação em norma internacional sobre o tipo de fantoma a ser utilizado.

- Avaliar a quantidade de radiação retro-espalhada nos monitores na presença de fantoma para diferentes energias efetivas do feixe incidente no corpo. Esperamos com isso, melhor avaliar o equivalente de dose pessoal nominal, para comparar com os equivalentes de dose pessoal determinado.

- Realizar a série completa de experimentos expondo à radiação o monitor cuja configuração foi escolhida no presente trabalho na presença de um fantoma antropomórfico (RANDO phantom) composto de um esqueleto humano natural, recoberto com material de densidade 0,985g.cm-3 e número atômico efetivo de 7,3. Comparar os resultados obtidos com aqueles do presente trabalho para verificar quão perfeito é o fantoma paralelepípedo de PMMA preenchido com água, recomendado internacionalmente, em simular o corpo humano.

7. Apêndice

Tabelas

Tabela 23: Coeficientes de conversão do kerma no ar para H'(10,0°) e fatores de dependência angular, R(10,α) (ICRU, 1998).

Energia (MeV)	H'(10,0°) / K_a (Sv/Gy)	Razão H'(10,α)/ H'(10,0°)							
		0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°	180°
0,015	0,26	1,00	0,85	0,63	0,42	0,20	0,05	0,00	0,00
0,020	0,61	1,00	0,94	0,83	0,67	0,46	0,22	0,06	0,00
0,030	1,10	1,00	0,98	0,93	0,85	0,69	0,47	0,23	0,00
0,050	1,67	1,00	1,00	0,96	0,88	0,80	0,61	0,37	0,02
0,100	1,65	1,00	1,00	0,98	0,93	0,86	0,70	0,48	0,04
0,150	1,49	1,00	1,00	0,98	0,95	0,88	0,75	0,56	0,08
0,300	1,31	1,00	1,00	0,99	0,96	0,91	0,82	0,67	0,13
0,622	1,20	1,00	1,00	1,00	0,97	0,95	0,87	0,76	0,23
1,25	1,16	1,00	1,00	1,00	0,99	0,97	0,92	0,82	0,34
2	1,14	1,00	1,00	1,00	1,00	0,98	0,93	0,85	0,44
3	1,13	1,00	1,00	1,00	1,00	0,98	0,94	0,86	0,49
5	1,11	1,00	1,00	1,00	1,00	0,98	0,94	0,88	0,56
10	1,10	1,00	1,00	1,00	1,00	0,98	0,95	0,90	0,62

Tabela 24: Coeficientes de conversão do kerma no ar para $H_p(10,0°)$ no fantoma paralelepípedo e fatores de dependência angular, $R(10,\alpha)$, (ICRU, 1998).

Energia	$H_p(10,0°)$ /	Razão $H_p(10,\alpha)$/ $H_p(10,0°)$					
(MeV)	K_a (Sv/Gy)	0°	15°	30°	45°	60°	75°
0,010	0,009	1,000	0,889	0,556	0,222	0,000	0,000
0,0125	0,098	1,000	0,929	0,704	0,388	0,102	0,000
0,015	0,264	1,000	0,966	0,822	0,576	0,261	0,030
0,0175	0,445	1,000	0,971	0,879	0,701	0,416	0,092
0,020	0,611	1,000	0,982	0,913	0,763	0,520	0,167
0,025	0,883	1,000	0,980	0,937	0,832	0,650	0,319
0,030	1,112	1,000	0,984	0,950	0,868	0,716	0,411
0,040	1,490	1,000	0,986	0,959	0,894	0,760	0,494
0,050	1,766	1,000	0,988	0,963	0,891	0,779	0,526
0,060	1,892	1,000	0,988	0,969	0,911	0,793	0,561
0,080	1,903	1,000	0,997	0,970	0,919	0,809	0,594
0,100	1,811	1,000	0,992	0,972	0,927	0,834	0,612
0,125	1,696	1,000	0,998	0,980	0,938	0,857	0,647
0,150	1,607	1,000	0,997	0,984	0,947	0,871	0,677
0,200	1,492	1,000	0,997	0,991	0,959	0,900	0,724
0,300	1,369	1,000	1,000	0,993	0,984	0,931	0,771
0,400	1,300	1,000	1,004	1,001	0,993	0,955	0,814
0,500	1,256	1,000	1,005	1,002	1,001	0,968	0,846
0,600	1,226	1,000	1,005	1,004	1,003	0,975	0,868
0,800	1,190	1,000	1,001	1,003	1,007	0,987	0,892
1	1,167	1,000	1,000	0,996	1,009	0,990	0,910
1,5	1,139	1,000	1,002	1,003	1,006	0,997	0,934
3	1,117	1,000	1,005	1,010	0,998	0,998	0,958
6	1,109	1,000	1,003	1,003	0,992	0,997	0,995
10	1,111	1,000	0,998	0,995	0,989	0,992	0,966

Tabela 25: Valores do t de student para nível de confiança de 95%. A coluna n representa o número de dados utilizados no experimento (IEC, 1991).

n	t
2	12,71
3	4,30
4	3,18
5	2,78
6	2,57
7	2,45
8	2,37
9	2,31
10	2,26
15	2,15
20	2,09
25	2,06
30	2,05
40	2,02
60	2,00
120	1,98
$\propto$	1,96

8. Referências Bibliográficas

1. BHATT, BC; SRIVASTAVA, JK; SANAYE, SS; SHINDE, SS; PATILL, AS; SUPE, SJ. Personal Dosemeter Intercomparisons as Indices of Performance - A Quality Assurance Procedure. Radiat. Prot. Dosim., v. 54, p. 343-347, 1994.

2. BJR. International X-ray Unit of Intensity; Rules and Regulations for the International Congresses of Radiology. London: BJR, v.1, 1928. p. 363-364.

3. BJR. Recommendations of the International Commission on Radiological Units. London: BJR, v. 27, 1954. p. 243-247.

4. BÖHM, J; LEBEDEV, VN; MCDONALD, JC. Performance Testing of Dosimetry Services and its Regulatory Aspects. Radiat. Prot. Dosim., v. 54, p. 311-319, 1994.

5. BSS-115. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. Vienna, 1996.

6. CAMERON, JR; SKOFRONICK JG. Medical Physics. New York: John Wiley & Sons, 1978. 615 p.

7. CAMERON, JR; SUNTHARALINGAM, N; KENNEY, GN. Thermoluminescence Dosimetry. Madison: University of Wisconsin Press, 1968. 232 p.

8. CASARETT, AP. Radiation Biology. New Jersey: , Prentice-Hall, 1968. 368 p.

9. CNEN NE-3.01. Diretrizes Básicas de Radioproteção. Rio de Janeiro: D.O.U, ago. 1988, 121 p.

10. CNEN NE-3.02. Serviços de Radioproteção. Rio de Janeiro: D.O.U, ago. 1988, 16 p.

11. DIAZ, MP; UMISEDO, NK; YOSHIMURA, EM; OKUNO, E. Aparelho Leitor de Termoluminescência por Contagem de Fótons: apresentação dos primeiros resultados. ENCONTRO ANUAL DE FÍSICA DA MATÉRIA CONDENSADA, 1994, Caxambu, Anais, p. 67.

12. FRENKEL, VYa. Double jubilee: the 150th Anniversary of the Birth of Wilhelm Conrad Röntgen (1995) and the 100th Anniversary of the Publication of the Paper Announcing the Discovery of X-Rays (1996). phys. sol. stat. v. 38, p. 1429-1441, 1996.

13. GROSSWENDT, B. The Angular Depedence and Irradiation Geometry Factor for the Dose Equivalent for Photons in Slab Phatoms of Tissue-equivalente material and PMMA. Radiat. Prot. Dosim., v. 35, p. 221-235, 1991.

14. GROSSWENDT, B. The Influence of the Photon Beam Direction on the Dose Equivalent in the IAEA 30 cm Water Cube Phantom. Radiat. Prot. Dosim., v. 35, p. 5-12, 1991.

15. GROSSWENDT, B. Coefficients for the Conversion of Air Collision Kerma to Dose Equivalente for the Calibration of Individual Dosemeters in X rays fields. Radiat. Prot. Dosim., v. 40, p. 169-184, 1992.

16. GUIMARÃES, CC; UMISEDO, NK; OKUNO, E. Angular Dependence Problem in Photon Dose Equivalent Assessment. CONGRESO REGIONAL IRPA. Seguridad Radiológica Y Nuclear, oct. 1998, Cuba, Anais 2, p. 6-107.

17. HANDBOOK OF RADIATION MEASUREMENT AND PROTECTION. 52. ed. Florida: Brodsky AB, 1962. p. 164.

18. HELENE, OAM; VANIN, VR. Tratamento Estatístico de Dados em Física Experimental. São Paulo: Edgard Blücher, 1981. 105 p.

19. ICRP. Recommendations fo the International Commission on Radiological Protection. Oxford: Pergamon Press, v. 26, 1977. 47 p.

20. ICRP. General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Worker. Oxford: Pergamon Press, v. 35, 1982. 34 p.

21. ICRP. Recommendations fo the International Commission on Radiological Protection. Oxford: Pergamon Press, v. 60, 1991. 201 p.

22. ICRP. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against

External Radiation. Oxford: Pergamon Press, v. 74, 1996. 205 p.

23. ICRU. Physical Aspects of Irradiation. Washington: ICRU, v. 10b, 1964. p. 99-106.

24. ICRU. Radiation Dosimetry: X Rays generated at potentials of 5 to 150 kV. Washington: ICRU, v. 17, 1970. 39p.

25. ICRU. Radiation Quantities and Units. Maryland: ICRU, v. 11, 1968. p. 3-10.

26. ICRU. Linear Energy Transfer. Maryland: ICRU, v. 16, 1970. 51p.

27. ICRU. Radiation Quantities and Units. Maryland: ICRU, v. 19, 1971. 17 p.

28. ICRU. Dose Equivalent. Maryland: ICRU, v. 19, 1971. 3 p. Suplemento.

29. ICRU. Conceptual Basis for the Determination of Dose Equivalent. Maryland: ICRU, v. 25, 1976. 21 p.

30. ICRU. Radiation Quantities and Units. Maryland: ICRU, v. 33, 1980. 25 p.

31. ICRU. The Dosimetry of Pulse Radiation. Marylando: ICRU, v. 34, 1982. 47 p.

32. ICRU. Determination of Dose Equivalents resulting from External Radiation Sources. Maryland: ICRU, v. 39, 1985. 10 p.

33. ICRU. Determination of Dose Equivalents from External Radiation Sources Part 2. Bethesda: ICRU, v. 43, 1988. 51 p.

34. ICRU. Measurement of Dose Equivalents form External Photon and Electron Radiations. Maryland: ICRU, v. 47, 1992. 40 p.

35. ICRU. Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry. Maryland: ICRU, v. 51, 1993. 19 p.

36. ICRU. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against external Radiation. Maryland: ICRU, v. 57, 1998. 109 p.

37. ICRU. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. Maryland: ICRU, v. 60, dec. 1998. 24 p.

38. IEC-1066. Thermoluminescence dosimetry systems for personal and environmental monitoring. Suisse: 1991. 107 p.

39. ISO-4073-3. Reference Photon Radiations: Calibration of Area and Personal Dosemeters and the determination of their Response as a Function of Photon Energy and Angle of Incidence - part 3. Draft, 1996.

40. ISO-4073-1. X and Gamma Reference Radiations for Calibrating Dosemeters and Dose Rate meters and for determining their Response as a function of Photon Energy - part 1. Draft, 1996.

41. JOHNS, HE; CUNNINGHAM, JR. The Physics of Radiology. 3. ed., Illinois: Charles C Thomas, 1974. 800 p.

42. LAKSHMANAN, AR. On the Classification of Weakly Penetrating and Strongly Penetrating Radiation. Radiat. Prot. Dosim., England, v. 32, p. 57-58, 1990.

43. MARTINS, RA. A Descoberta dos Raios X: O primeiro comunicado de Röntgen. Revista Brasileira de Ensino de Física. v. 20 (4), p. 373-391, 1998.

44. MCKEEVER SWS. Thermoluminescence of Solids. England: Cambridge University Press, 1985. 375 p.

45. MCKEEVER, SWS; MOSCOVITCH, M; TOWNSEND, PD. Thermoluminescence Dosimetry Materials: properties and uses. Great Britain: Nuclear Technology, 1995. 204 p.

46. O'BRIEN, K; GOLDFINCH, EP; MCDONALD, JC. A Confusion of Units: the naming of names. Radiat. Prot. Dosim., England, v. 78, n. 4, p. 247-248, 1998.

47. OKUNO, E. Propriedades Termoluminescentes do Fluoreto de Cálcio natural. 1971. 141 f. Tese (Doutorado em Física) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo.

48. OKUNO, E; WATANABE, S. UV. Induced Thermoluminescence on Natural Calcium Fluoride. Health Phys., Local, v. 23, p. 377-382, 1972.

49. OKUNO, E; PITERS, TM; YOSHIMURA, EM; SUNTA, CM. PEREZ, R; ACEVES, R; BARBOZA FLORES, M. Dependence of Sensitisation of LiF:Mg,Ti (TLD-100) on the Partial Readout end Temperature. Radiat. Prot. Dosim., v. 65, p. 207-210, 1996.

50. ROENTGEN WC. A New Kind of Rays. USA: Journal Franklin Institute, v. 141, p. 183-191, mar. 1896.

51. ROSENTHAL, E. Cem Anos da Descoberta dos Raios X (1895-1995). São Paulo: Massao Ohno e Célio Isayama, 1995. 151 p.

52. RPD. Implementation of Dose-Equivalent Operational Quantities into Radiation Protection Practice. Radiat. Prot. Dosim., v. 28, 1989, 167 p.

53. RPD. Individual Monitoring of Ionising Radiation. Radiat. Prot. Dosim., v. 54, 1994, 381 p.

54. SUNTA, CM; YOSHIMURA, EM; OKUNO, E. Supralinearity and Sensitization Factors in Thermoluminescence. Radiat. Meas., v. 23 (4), p. 655-666, 1994.

55. SUNTA, CM; YOSHIMURA, EM; OKUNO, E. Sensitization and Supralinearity of CaF_2: Natural Thermoluminescent Phosphor - Interpretation based on Partially Interactive Traps. phys. stat. sol. (a), v. 142, p. 253-264, 1994.

56. TRZESNIAK, P. Dosímetros Sólidos à base de Fluorita Brasileira. 1985. 114 f. Tese (Mestrado em Física) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo.

57. TRZESNIAK, P; YOSHIMURA, EM; CRUZ, MT; OKUNO, E. Brazilian Fluorite - based Dosimetric pellets - History and Post - Use review. Radiat. Prot. Dosim., v. 34, p. 167-170, 1990.

58. VANIN, RV; GOUFFON P. Tópicos Avançados em Tratamento Estatístico de Dados em Física Experimental. Preliminar ed. São Paulo: LAL-IFUSP, 1996. p. 70-78.

59. WILL, W. Measurement of Conversion Coeficients for Estimating Photon Individual Dose Equivalents for a Cuboid Water Phantom. Radiat. Prot. Dosim., England, v. 27, p. 9-14, 1989.

60. YOSHIMURA, EM. Determinação Simultânea de Dose e Energia Efetiva de Raios X com Dosímetros Termoluminescentes de Fluorita natural. 1980. 114 f. Tese (mestrado em Física) - Instituto de Física, Universidade de São Paulo.