

**Universidade Federal de Minas Gerais**

Departamento de Engenharia Nuclear

**Avaliação das características metrológicas do  
sistema padrão secundário BSS2 para calibração de  
dosímetros em campos de radiação beta.**

Sibele Reis Reynaldo

Belo Horizonte

2005

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Sibele Reis Reynaldo

Avaliação das características metrológicas do sistema padrão secundário BSS2 para calibração de dosímetros em campos de radiação beta.

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

Área de concentração: Ciências das Radiações

Orientador: Prof. Teógenes Augusto da Silva, D.Sc.

Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN) – Professor convidado da UFMG

Belo Horizonte, 2005

Escola de Engenharia da UFMG

## AGRADECIMENTOS

Expresso aqui os meus sinceros agradecimentos a todos que contribuíram para que de alguma forma, este trabalho se tornasse realidade:

Em primeiro lugar a DEUS, que sempre esteve presente;

Ao meu orientador Dr. Teógenes Augusto da Silva que desde o início acreditou em mim, agradeço pela paciência, pelo desprendimento com que me passou seus conhecimentos, iniciando-me na pesquisa científica;

Aos mestres Denise Floresta, pela ajuda nos experimentos, Madelon Zenóbio, pela presteza nas horas de dúvidas;

Aos amigos que se tornaram: Carlos Manoel Soares, Ronaldo Bittar, Paulo Rogério Gerken, Flávio Alves e Aloísio Barbosa pela ajuda inestimável;

Às bibliotecárias do CDTN: Virgínia Rodrigues e Nívia Lima pela presteza com que sempre fui atendida e amizade que se firmou;

Ao meu marido Antônio Lúcio pelo incentivo e paciência nas horas difíceis, minha irmã Simone pela força sempre.

*Aos meus filhos Natália, Karina, Ana Lourdes, e Antônio Lucas pela compreensão de minha ausência.*

## RESUMO

A metrologia das radiações X e gama experimentou maior desenvolvimento em contraste com a metrologia da radiação beta, devido às dificuldades de técnicas especiais para medidas confiáveis. Há, entretanto, ocasiões em que o risco de efeitos biológicos da radiação beta pode ser significativo, como no caso de acidentes nucleares, tornando sua estimativa muito importante. O uso da radiação beta, na medicina, exige também a confiabilidade metrológica das medidas de dose.

Medir doses devido à radiação beta é difícil por causa do grande espalhamento e atenuação dela no ar ou no tecido. Para fins de proteção radiológica, é necessário manter as doses dentro dos limites aceitáveis estabelecidos pelas normas, o que exige informações dosimétricas confiáveis.

Um novo sistema padrão secundário beta 2, BSS2, projetado com um sistema de posicionamento automático dos detectores, fontes beta de alta atividade e meia-vida mais longa e um sistema de proteção mais adequado, foi instalado no Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, estendendo a metrologia da radiação beta para outras regiões do país, disponibilizando a calibração de campos e de medidores de radiação com alta confiabilidade.

Este trabalho visa implantar o novo sistema padrão secundário beta BSS2, significando a verificação metrológica de suas características por meio de testes de desempenho e de comparação com os sistemas padrão secundário beta BSS1 existentes no país.

## **ABSTRACT**

Beta radiation metrology has not shown the same development as it is observed in the X and gamma radiation metrology. This can be attributed to the special technical difficulties for reliable beta radiation measurements. However, there are some cases, nuclear accidents for instance, when risks for biological radiation effects due to beta exposure or contamination are relevant and need to be estimated. The metrological reliability in dose measurements is also necessary in medical practices that use beta radiation for therapy purposes.

Dose measurements for beta radiation are very difficult due to the high scattering and attenuation in air or tissue. For the aim of radiation protection, reliable dosimetric data are necessary to demonstrate that doses are kept under the acceptable limits established by regulatory authorities.

A new beta secondary standard - called BSS2- designed with an automatic control and set-up, high activity beta sources with long half-life and handling safe, was installed at the Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear in order to disseminate the beta metrology for another Brazilian regions and to provide reliable calibration of radiation detectors.

This work intends to implement the new beta secondary standard BSS2 through the verification of its metrological characteristics and by carrying out performance tests and dose comparison measurements with old beta secondary standards BSS1 available in this country.

# SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO I</b> .....	<b>1</b>
1 INTRODUÇÃO .....	2
<b>CAPÍTULO II</b> .....	<b>7</b>
2 FUNDAMENTOS .....	8
2.1 <i>Aplicações médicas e industriais com radiação beta</i> .....	8
2.2 <i>Exposição à radiação beta em acidentes</i> .....	10
2.3 <i>Proteção radiológica da radiação beta</i> .....	11
2.4 <i>Grandezas operacionais</i> .....	12
2.5 <i>Detectores de radiação beta</i> .....	15
2.5.1 Instrumentos de monitoração de área .....	15
2.5.2 Dosímetros individuais .....	16
2.5.3 Câmaras de extrapolação .....	17
2.6 <i>As radiações beta de referência</i> .....	18
<b>CAPÍTULO III</b> .....	<b>22</b>
3 MATERIAIS .....	23
3.1 <i>Padrão Secundário Beta BSS2</i> .....	23
3.2 <i>Padrão Secundário Beta BSS1</i> .....	30
3.3 <i>Sistema de dosimetria termoluminescente</i> .....	32
3.4 <i>Câmaras de ionização</i> .....	34
<b>CAPÍTULO IV</b> .....	<b>37</b>
4 RESULTADOS.....	38
4.1 <i>Influência da abertura e fechamento do obturador na dose final de irradiação</i> .....	39
4.2 <i>Reprodutibilidade da geometria de posicionamento da câmara de ionização</i> .....	41
4.3 <i>Uniformidade do campo de radiação beta no ar</i> .....	48
4.4 <i>Uniformidade do campo de radiação beta na superfície do fantoma</i> .....	54
4.4.1 <i>Uniformidade do campo de radiação para a fonte de <math>^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}</math></i> .....	57

4.4.2	Uniformidade do campo de radiação para a fonte de $^{85}\text{Kr}$ .....	60
4.4.3	Uniformidade do campo de radiação para a fonte de $^{147}\text{Pm}$ .....	62
4.5	<i>Coerência metrológica entre os sistemas BSS1/CDTN e BSS2</i> .....	64
4.6	<i>Coerência metrológica entre os sistemas BSS1/IPEN e BSS2</i> .....	66
4.6.1	Coerência metrológica em termos de dose absorvida no ar .....	66
4.6.2	Coerência metrológica em termos de dose absorvida na superfície do fantoma .....	69
<b>CAPÍTULO V</b>	.....	<b>71</b>
5	CONCLUSÃO .....	72
REFERÊNCIAS	.....	75
<b>ANEXOS</b>	.....	<b>80</b>
A	DESEMPENHO DE DETECTORES TERMOLUMINESCENTES GRAFITADOS DE SULFATO DE CÁLCIO ( $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ) .....	81
A.1	<i>Avaliação dos detectores TL em feixes de radiação gama</i> .....	81
A.1.1	Reprodutibilidade dos detectores TL .....	81
A.1.2	Homogeneidade dos detectores TL .....	82
A.2	<i>Avaliação dos detectores TL em feixes de radiação beta</i> .....	84
A.2.1	Reprodutibilidade dos detectores TL .....	84
A.2.2	Homogeneidade dos detectores TL .....	84
A.2.3	Limite inferior de detecção .....	85
B	CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE DOSIMETRIA TL .....	87
B.1	<i>Geração de detectores TL de calibração</i> .....	87
B.2	<i>Calibração da leitora TL</i> .....	89
B.2.1	Avaliação do sistema de leitura TL .....	90

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Distribuição de taxa de dose realizada com a fonte da Buchler de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ usando a taxa de dose da câmara de extrapolação do Nederlands Meetinstituut e filme radiocrômico.....	9
FIGURA 2 – Sistema padrão secundário beta BSS2. ....	23
FIGURA 3 – a) Fonte com o obturador. b) Trava da fonte. c) Sensores óticos do obturador.....	25
FIGURA 4 – Filtros homogeneizadores.....	27
FIGURA 5 – a) Sensor mecânico para a distância de calibração. b) Suporte para posicionamento de monitores ou fantasmas. c) Sistema de posicionamento angular de dosímetros.....	28
FIGURA 6 – Janela do programa beta 332 do sistema BSS2.....	30
FIGURA 7 – a) Sistema padrão secundário beta BSS1. b) Recipiente blindado para guardar as fontes, pinça de lucite para manuseá-las e hastes para distância de calibração.....	32
FIGURA 8 – Sistema de leitura termoluminescente composto por uma leitora Harshaw, modelo 4500. ....	33
FIGURA 9 – Câmara de ionização, modelo 2575 de $600\text{ cm}^3$ , usada nas medidas de abertura e fechamento do obturador e reprodutibilidade de geometria das fontes. ....	35
FIGURA 10 – Câmara de ionização Radcal 10X5-6M de $6\text{ cm}^3$ . ....	36
FIGURA 11 – Reprodutibilidade de posicionamento da câmara de ionização em relação à fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ de 74 MBq no sistema BSS1/CDTN.....	43
FIGURA 12 – Reprodutibilidade de posicionamento da câmara de ionização em relação à fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ de 1850 MBq no sistema BSS1/CDTN.....	43
FIGURA 13 – Reprodutibilidade de posicionamento da câmara de ionização em relação à fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro homogeneizador, no sistema BSS2.....	44
FIGURA 14 – Reprodutibilidade de posicionamento da câmara de ionização em relação a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , com filtro homogeneizador, no sistema BSS2.....	45
FIGURA 15 – Reprodutibilidade de posicionamento da câmara de ionização em relação à fonte de $^{85}\text{Kr}$ , no sistema BSS2.....	47

FIGURA 16 – Reprodutibilidade de posicionamento da câmara de ionização em relação à fonte de $^{147}\text{Pm}$ , no sistema BSS2.....	47
FIGURA 17 – Uniformidade horizontal do campo de radiação para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , no sistema BSS2.....	50
FIGURA 18 – Uniformidade vertical do campo de radiação para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , no sistema BSS2.....	50
FIGURA 19 – Uniformidade do campo de radiação para a fonte de $^{85}\text{Kr}$ , no sistema BSS2.....	52
FIGURA 20 - Uniformidade do campo de radiação para a fonte de $^{147}\text{Pm}$ , no sistema BSS2.....	53
FIGURA 21 – Uniformidade horizontal do campo de radiação do $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2. ....	57
FIGURA 22 – Uniformidade vertical do campo de radiação do $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2. ....	58
FIGURA 23– Uniformidade horizontal do campo de radiação do $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , com filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2. ....	59
FIGURA 24 – Uniformidade vertical do campo de radiação do $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , com filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2. ....	59
FIGURA 25 – Uniformidade horizontal do campo de radiação do $^{85}\text{Kr}$ , com filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2. ....	61
FIGURA 26 - Uniformidade vertical do campo de radiação do $^{85}\text{Kr}$ , com filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2. ....	61
FIGURA 27 - Uniformidade horizontal do campo de radiação do $^{147}\text{Pm}$ , com filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2. ....	63
FIGURA 28 - Uniformidade vertical do campo de radiação do $^{147}\text{Pm}$ , com filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2. ....	63
FIGURA 29 – Coerência metrológica em termos de dose absorvida na superfície do fantoma no sistema BSS1/CDTN e BSS2 para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ . ....	65
FIGURA 30 – Posicionamento da câmara de ionização para medidas comparativas, no sistema BSS1 no IPEN. ....	67

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Distâncias de calibração e filtros para a Serie 1 da radiação de partículas beta.....	20
TABELA 2 – Atividades e taxa de dose para radiação de partículas beta de referência série 2. ....	20
TABELA 3 – Características do sistema padrão secundário beta BSS2.....	26
TABELA 4 – Dependência energética da câmara de ionização de 600 cm <sup>3</sup> para partículas beta.....	35
TABELA 5 – Influência da abertura e fechamento do obturador na dose final de irradiação. ....	40
TABELA 6 – Reprodutibilidade da geometria no posicionamento da câmara de ionização para a fonte de <sup>90</sup> Sr/ <sup>90</sup> Y.....	45
TABELA 7 – Variação angular da câmara para as fontes do sistema BSS2.....	49
TABELA 8 – Diâmetro do campo de radiação uniforme para <sup>90</sup> Sr/ <sup>90</sup> Y, no sistema BSS2. ....	51
TABELA 9 – Fator de sensibilidade individual dos detectores TL para as fontes do sistema BSS2.....	55
TABELA 10 – Coerência metrológica em termos de dose absorvida no ar para a fonte de <sup>90</sup> Sr/ <sup>90</sup> Y nos sistemas BSS1/CDTN e BSS2.....	66
TABELA 11 – Comparação em termos de dose absorvida no ar entre os sistemas BSS1/IPEN e BSS2, para a fonte de <sup>90</sup> Sr/ <sup>90</sup> Y. ....	68
TABELA 12 – Comparação em termos de dose absorvida na superfície do fantoma entre os sistemas BSS1/IPEN e BSS2 com a fonte de <sup>90</sup> Sr/ <sup>90</sup> Y.....	69
TABELA A.2.3.1 – Leitura dos detectores TL para determinação do limite inferior de detecção.....	85

## LISTA DE ABREVIATURAS

AEA	Atomic Energy Agency
BSS	Beta Secoundary Standard
CDTN	Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
ISO	International Organization for Standartization
LNMRI	Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes
PMMA	Polimetilmetacrilato
PTB	Physikalisch Technische Bundesanstalt
TL	Termoluminescente
WinREMS	Windows-based Radiation Evaluation and Management System

## *CAPÍTULO I*

# 1 Introdução

Medidas de doses em campos de radiação beta têm sido realizadas rotineiramente há anos, mas a confiabilidade metrológica das mesmas não tem sido demonstrada, em contraste com o desenvolvimento encontrado na metrologia das radiações X e gama. Esta situação é atribuída às dificuldades de técnicas especiais para medidas confiáveis em campos de radiações fracamente penetrantes e ao fato de que, mesmo sendo facilmente blindada, a radiação beta não causa significativa irradiação de órgãos mais radiosensíveis e profundos do corpo humano. Há, entretanto, aplicações médicas e industriais onde é necessário lidar com a fonte não blindada ou levemente blindada e onde os riscos de efeitos biológicos causados pela radiação beta são particularmente importantes, como é o caso quando o cristalino e a pele são irradiados (SILVA, 1996).

A estimativa dos riscos da radiação beta torna-se mais importante após um acidente com liberação de material radioativo, quando é necessário trabalhar em campos intensos de radiação beta para efetuar a descontaminação radioativa nas superfícies expostas, como ocorreu, por exemplo, no acidente nuclear de Chernobyl (IAEA, 1986).

No caso de pacientes submetidos à radiação beta, para fins de terapia, como é o caso do uso de aplicadores oftálmicos para tratamento de pterígio ou catarata, é fundamental o conhecimento das doses com alta exatidão, visando assegurar o sucesso do tratamento e evitar doses excessivas em tecidos sadios.

A metrologia beta consiste de técnicas para medir doses de radiação beta ou para calculá-las em distribuições de fontes conhecidas e prover os dados físicos necessários para tais determinações.

Na radioterapia, a quantificação das doses é dada por meio das grandezas dose absorvida,  $D$  e taxa de dose absorvida no ar,  $\dot{D}$ , para a obtenção das curvas de isodose.

Na proteção radiológica é de grande interesse as chamadas grandezas limitantes, que foram criadas pela International Commission on Radiological Protection, ICRP, para indicar o risco humano da exposição à radiação ionizante. Como grandezas limitantes, a ICRP recomendou a dose equivalente em um tecido ou órgão,  $H_T$  e a dose efetiva,  $E$  (ICRP, 1991). Como tais grandezas não são mensuráveis e há necessidade de uma determinação prática para elas, a International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, em 1993, (ICRU, 1993) introduziu grandezas operacionais das quais duas são pertinentes para a radiação beta: o equivalente de dose direcional na profundidade de  $7,0 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ ,  $H'(0,07)$ , para monitoração de área e o equivalente de dose pessoal na mesma profundidade,  $H_p(0,07)$ , para monitoração individual.

Uma das principais dificuldades nas medidas em campos de radiação beta é decorrente das grandes variações da taxa de dose em pequenas variações das distâncias e da grande atenuação da radiação beta dentro de um tecido. Um exemplo é a distribuição de dose para contaminação devido à radiação beta na superfície da pele. Outro exemplo é a irradiação da pele, principalmente as mãos, por fontes em áreas pequenas a distâncias muito pequenas da superfície da pele

(REECE, 1991; MILL *et. al.*, 2000). Tais doses podem, entretanto, ser extremamente não uniformes por razões geométricas.

Uma dificuldade igualmente importante é a necessidade de medir doses com detectores que têm de ser extremamente finos, tendo como consequência a redução de sua sensibilidade de resposta. Estes problemas são complicados devido ao espalhamento de radiação beta no ar, resultando em mudanças significantes na energia e características angulares de um feixe de radiação beta com distâncias variadas da fonte (ICRU, 1997).

O objetivo geral da metrologia da radiação beta, para fins de proteção radiológica, é fornecer informações dosimétricas confiáveis que ajudarão a manter as doses dentro dos limites aceitáveis estabelecidos pelas normas. Nos casos de exposições elevadas, tais informações favorecem o tratamento médico e o prognóstico adequado (ICRU, 1997).

Em nível internacional, existem vinte e dois padrões secundários beta, espalhados nos Estados Unidos, Alemanha, França dentre outros países, que são calibrados em um laboratório padrão primário, onde a determinação exata da taxa de dose é feita com uma câmara de ionização de paredes muito finas e volume variável, além de outros equipamentos. A coerência metrológica dos laboratórios padrão primário ou secundário é verificada por meio de intercomparações realizadas entre diferentes laboratórios (BÖHM, 1984; HELMSTADTER *et al.*, 1996).

A International Organization for Standardization, ISO, estabeleceu requisitos para as radiações de referência a serem implantados em laboratórios padrões primários. O primeiro sistema padrão secundário de radiação beta 1, BSS1, foi projetado e desenvolvido há cerca de 30 anos atrás, para calibração e testes de dosímetros e monitores de área. Câmaras de extrapolação também foram

desenvolvidas como padrões absolutos para medidas de dose em campos de radiação beta (PRUIT et al., 1998). Investigações dos efeitos físicos da interação da radiação beta com o meio de interesse têm sido realizadas com cálculos de Monte Carlo, permitindo suprir a ausência de medidas experimentais (ICRU, 1997).

Visando atender a exigências de segurança e a atualização tecnológica, um novo sistema padrão secundário beta, BSS2, foi projetado com um sistema de posicionamento automático dos detectores, fontes beta de alta atividade e meia-vida mais longa e um sistema de proteção mais adequado.

No Brasil, a metrologia de radiação beta foi reconhecida como uma necessidade quando da elaboração da política do plano metrológico brasileiro, porém o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes, LNMRI, não implantou um sistema de metrologia beta no país. O Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN, São Paulo, adquiriu o sistema BSS1 de calibração beta e o utiliza, desde 1980, para fins de calibração de monitores de área e pesquisa com detectores (CALDAS, 1980; ROCHA e CALDAS, 1997; DIAS e CALDAS, 1999; DAROS *et. al.*, 2001; OLIVEIRA e CALDAS, 2002; OLIVEIRA e CALDAS, 2004). O Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear, CDTN, em 2000, recebeu por empréstimo do LNMRI o sistema padrão secundário beta 1, BSS1, iniciando pesquisa em feixes de radiação beta (MALHEIROS, 2002).

Em 2004, o novo sistema padrão secundário beta 2, BSS2, foi adquirido, através do edital FVA/TIB: FINEP/CNPq 01/2002/chamada 1.3 – P & D em metrologia, pelo CDTN, pretendendo estender a metrologia da radiação beta em outras regiões do país, fortalecendo a rede metrológica nacional.

O objetivo principal deste trabalho é avaliar as características do novo sistema padrão secundário beta BSS2, significando a verificação metrológica de alguns

parâmetros tais como: influência da abertura e fechamento do obturador na dose final de irradiação, reprodutibilidade da geometria de posicionamento de detectores, uniformidade do campo de radiação beta gerado por cada fonte e coerência metrológica entre os sistemas BSS2 com os sistemas BSS1/CDTN e BSS1/IPEN, em termos de dose absorvida na superfície do objeto simulador e no ar.

## *CAPÍTULO II*

## **2 Fundamentos**

### **2.1 Aplicações médicas e industriais com radiação beta**

Cresce rapidamente o interesse do uso da radiação beta em aplicações médicas de radioterapia, para tratamento de pequenos e médios tumores intraoculares utilizando aplicadores oftálmicos e da braquiterapia utilizando sementes emissoras de radiação beta.

Além da braquiterapia curativa de tumores intraoculares, a aplicação da radiação beta provou ter êxito em braquiterapia intravascular e faz uma contribuição significativa para reduzir o risco de restenosis depois da intervenção. Rapidamente o uso crescente da radiação beta requer adotar, para fins de dosimetria, uma padronização internacional; a International Atomic Energy Agency, IAEA, através do documento 1274 (IAEA, 2002), recomenda câmaras de ionização do tipo padrões para calibração de fontes de radiação beta (QUAST et al, 2003).

Câmaras de ionização cilíndricas, em forma de anel, são estudadas para padronizar curvas de isodose em termos de dose absorvida no ar e na água, e visando uma menor incerteza no procedimento de braquiterapia intravascular coronária através de sementes e fios emissores de radiação beta (PSZONA et al., 2003).

A transferência de padronização ou de calibração de fontes é um procedimento complexo que se inicia no laboratório padrão primário, passa pelo laboratório padrão secundário para chegar aos centros de terapia, usando diversos instrumentos padrões de transferência. Geralmente, o instrumento mais usado para

este propósito é a câmara de extrapolação, que tem alta confiabilidade metrológica, mas não provê informação da uniformidade da taxa de dose absorvida à distância de referência. É sugerido, para este problema, o uso de outro instrumento de transferência como um cintilador de plástico de volume pequeno; medidas deste tipo são difíceis e possuem grandes incertezas (SOARES e TOLLI, 2003). O uso de filmes radiocrômicos, conforme Fig. 1, são também sugeridos como uma alternativa (MAREL E DIJK, 2003).

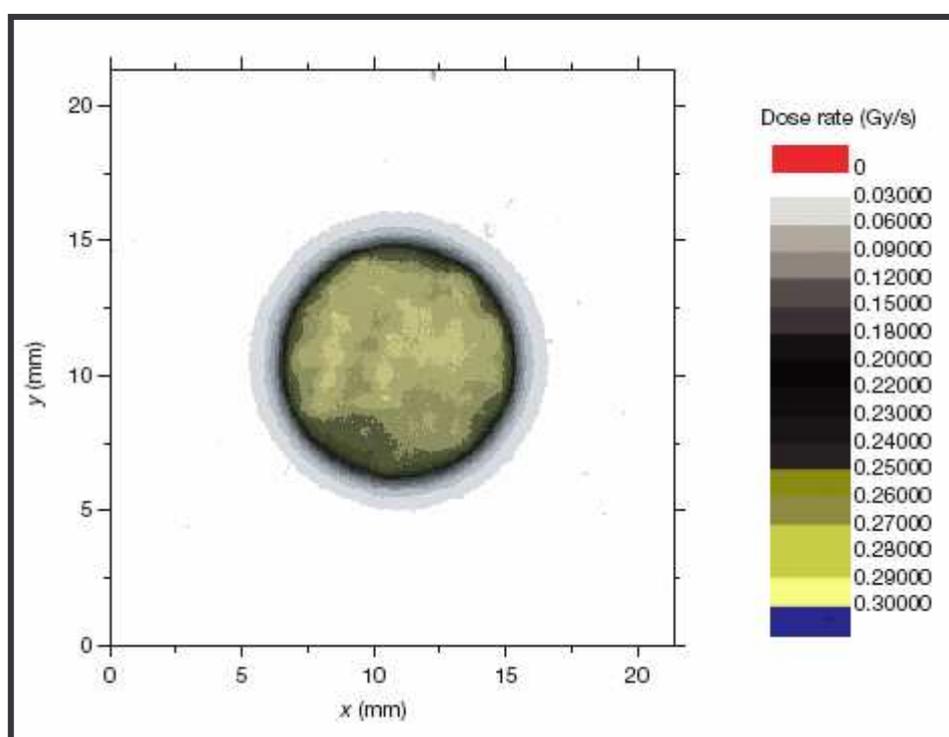


FIGURA 1 – Distribuição de taxa de dose realizada com a fonte da Buchler de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  usando a taxa de dose da câmara de extrapolação do Nederlands Meetinstituut e filme radiocrômico.

Fonte: Marel, 2003.

Na área industrial, com instalações seguras e pessoal treinado para execução dos serviços, feixes de elétrons são bastante utilizados para se avaliar a qualidade dos produtos; Aplicações são encontradas na irradiação de polímeros (ZYBALL, 1995), na indústria do petróleo para tratamento do óleo cru (ZAYKINA et al., 2002) e

na indústria de estruturas para combinações de materiais em aeronaves, automóveis, dentre outros (BEREJKA e EBERLE, 2002).

## 2.2 Exposição à radiação beta em acidentes

Os danos biológicos causados por radiação beta, que foram observados na indústria nuclear, nas aplicações médicas, na indústria e em laboratórios de pesquisa, demonstram que a radiação beta é um problema significativo na proteção radiológica. Alguns acidentes nucleares, descritos abaixo, mostram a importância da dosimetria quando profissionais recebem uma exposição à radiação beta acima dos níveis permitidos.

Em Kyshtym, Eastern Urals, URSS, em 29/09/57, uma instalação militar que produzia plutônio, lançou 100 PBq de radionuclídeos na atmosfera, onde os principais foram  $^{144}\text{Cs} + ^{144}\text{Pr}$  (66%),  $^{95}\text{Zr} + ^{95}\text{Nb}$  (24,9%),  $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$  (5,9%),  $^{106}\text{Ru} + ^{106}\text{Rh}$  (3,7%). A contaminação radioativa das áreas com  $^{90}\text{Sr}$ , para níveis maiores que 3,7, maior que 37, maior que 370, maior que 3700 kBq m<sup>-2</sup> equivaleu a 23000, 1400, 400 e 280 km<sup>2</sup>, respectivamente (ALEXAKHIN et al., 1996).

Em Chernobyl, a explosão de um reator nuclear, em 26/04/86, lançou na atmosfera vários emissores beta, tais como o  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{90}\text{Sr}$  e  $^{239}\text{Pu}$ . A 40 km de Pripjat, foco da explosão, uma radiografia do solo indicou uma mancha que evidenciou a presença de partículas beta, no caso o  $^{106}\text{Ru}$  enriquecido com  $^{137}\text{Cs}$ . Concentrações de substâncias radioativas na superfície foram encontradas em 70% de 300 amostras de pulmões (IAEA, 1991a).

Estimativas oficiais de doses projetadas, devido à ingestão de  $^{90}\text{Sr}$  na dieta, foram feitas na suposição de uma meia vida ambiental de 10 anos; esta suposição não tem referência, mas é derivada da experiência obtida do acidente ocorrido na URSS em 1957. O resultado oficial de estimativa para o mesmo povoado de dose recebida incluindo o estrôncio foi de 150-400 mSv (IAEA, 1991b).

Em Tokai-Mura, no Japão, em 30/09/99, ocorreu um acidente de criticalidade em uma usina de conversão de combustível nuclear, envolvendo três trabalhadores. Foi encontrada nas amostras de urina e sangue alta taxa de radioatividade devido ao  $^{32}\text{P}$ , emissor beta. O  $^{32}\text{P}$  foi gerado pela ativação do nêutron térmico do  $^{31}\text{P}$  na reação  $^{31}\text{P}(n,\gamma)^{32}\text{P}$  ou pela ativação do nêutron rápido do  $^{32}\text{S}$  na reação  $^{32}\text{S}(n, p)^{32}\text{P}$ . A maior radioatividade encontrada do  $^{32}\text{P}$  na urina, corrigindo o decaimento para o dia do acidente, foi de  $605 \times 10^2$  Bq um dia após o acidente e, no sangue, foi de 12000 Bq/corpo (MIYAMOTO et al., 2003).

### **2.3 Proteção radiológica da radiação beta**

Radiação externa é denominada “fracamente penetrante” quando as doses equivalentes na pele ou nos olhos estão mais próximas dos limites de 500 mSv/ano e 150 mSv/ano respectivamente, do que a dose efetiva está para o limite médio de 20 mSv/ano (ICRU, 1997).

Radiação beta é considerada fracamente penetrante e é a dose na pele, olhos e ocasionalmente testículos que são preocupantes; a determinação desta dose é o objetivo da dosimetria de radiação beta.

A ICRP (ICRP, 1991) recomenda que a dose equivalente para a pele, incluindo mãos e pés, deveria ser limitada para 500 mSv/ano e que esta dose seja determinada para uma profundidade de 0,07 mm.

Para proteção dos olhos, a ICRP (ICRP, 1991) recomenda um limite de 150 mSv/ano para a lente dos olhos; isto é determinado convencionalmente a 3,0 mm de profundidade.

Para exposição dos testículos, a preocupação é a produção de mutações que levam a sérios defeitos hereditários. A ICRP não tem recomendado um limite de dose equivalente isolado para os testículos, além de 100 mSv/ano levando em conta seu fator de peso (0,2) e o limite médio anual de dose efetiva (ICRP, 1997).

## **2.4 Grandezas operacionais**

A ICRU (ICRU, 1993) definiu grandezas operacionais, sendo duas delas pertinentes a dosimetria de radiação beta: o equivalente de dose pessoal, para monitoração individual, e o equivalente de dose direcional, para a caracterização de campos de radiação na monitoração de área.

Para a calibração de dosímetros pessoais de radiação beta, as leituras dos dosímetros podem ser comparadas com o valor verdadeiro convencional de equivalente de dose pessoal,  $H_p(0,07)$  em um ponto do corpo humano. O equivalente de dose pessoal,  $H_p(0,07)$ , é o equivalente de dose em tecido mole na profundidade de 0,07 mm abaixo de um ponto especificado no corpo (INMETRO, 1995).

Para obter essas medidas, a ISO 6980-3.6 (ISO, 2001) recomenda o uso de objetos simuladores que representam o tronco, o dedo e o braço. O tronco é adequadamente representado, na prática, por um paralelepípedo cheio de água, com paredes de polimetilmetacrilato, PMMA, com dimensões de 30 cm x 30 cm x 15 cm, com parede frontal de 2,5 mm de espessura e as demais de 10 mm de espessura. Para radiação beta somente este fantoma pode ser substituído por uma placa de PMMA, com pelo menos 10 cm x 10 cm x 1,0 cm; os dedos são representados por uma vareta cilíndrica de PMMA, com 19 mm de diâmetro e 300 mm de comprimento; os braços são representados por um cilindro, cheio de água, de PMMA, com 73 mm de diâmetro com paredes de 2,5 mm de espessura e 300 mm de comprimento (ISO 6980-3.6, 2001).

A grandeza usada para monitoração de área em campos de radiação beta é o equivalente de dose direcional,  $H'(d, \Omega)$ , que é definida em um fantoma chamado esfera ICRU<sup>1</sup>. O equivalente de dose direcional,  $H'(0,07; \vec{\Omega})$ , é o equivalente de dose que, em um ponto no campo de radiação, pode ser produzido pelo correspondente campo expandido na esfera ICRU a uma profundidade de 0,07 mm em um raio da esfera na direção  $\vec{\Omega}$ .

Grandezas análogas para equivalente de dose podem ser definidas em termos de dose absorvida. Por exemplo, a dose absorvida pessoal,  $D_p(d)$ , e dose absorvida direcional,  $D'(d, \Omega)$ . Dose absorvida ( $D$ ) é o quociente de  $d\bar{E}$  por  $dm$ , onde  $d\bar{E}$  é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa  $dm$ , em um ponto de interesse (ISO, 2001), ou seja:

---

<sup>1</sup>A esfera ICRU possui 30 cm de diâmetro, de tecido equivalente com uma densidade de  $1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$  e a composição de massa de 76,2% de oxigênio, 10,1% de hidrogênio 11,1% de carbono e 2,6% de nitrogênio.

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (2.4.1)$$

Para elétrons de todas as energias, o fator de qualidade é considerado como um, em concordância com a ICRP 60 (ICRP, 1991b). Então, enquanto muitos valores dosimétricos são dados por doses absorvidas em Gy, os mesmos valores numéricos são aplicados para equivalentes de dose em Sv.

O raio da esfera ICRU (15 cm) é muito maior do que o alcance máximo da radiação beta no tecido, a parte pequena da superfície esférica na qual a radiação beta passa atingindo o ponto de interesse pode ser representado adequadamente por um plano. Então, o equivalente de dose direcional,  $H'(d,\alpha)$ , especifica como o equivalente de dose no material de tecido equivalente variam com o ângulo  $\alpha$  entre a radiação beta unidirecional e a normal à superfície. Esta variação ocorre tanto devido à transmissão na camada entre a superfície e a profundidade  $d$ , quanto no retroespalhamento para o material de maiores profundidades, ambos dependendo do ângulo  $\alpha$  (ICRU, 1997).

Equivalente de dose ( $H$ ) é o produto da dose absorvida,  $D$ , e do fator de qualidade  $Q$ , ou seja:

$$H = DQ \quad (2.4.2)$$

Um monitor de área para radiação beta teria uma resposta angular ideal para medidas de dose na pele se sua leitura variasse proporcionalmente para  $H'(d,\alpha)$  quando fosse gerado em um campo unidirecional. Na prática, campos de radiação beta unidirecionais não existem devido ao forte espalhamento da radiação no ar. Uma câmara de extrapolação é um instrumento de referência para determinação da resposta angular e de energia. Entretanto, a variação com  $\alpha$  de  $H'(d,\alpha)$  para energia

média do espectro é sempre usada como uma referência com a qual a resposta angular medida de detector de radiação beta é comparada (ICRU, 1997).

## **2.5 Detectores de radiação beta**

Existem vários detectores disponíveis para medir o equivalente de dose pessoal  $H_p(d)$  e o equivalente de dose direcional  $H'(d, \vec{\Omega})$ . A resposta de um detector ou instrumento é definida como o quociente da leitura obtida pelo instrumento e o valor da grandeza de interesse.

Embora as respostas quanto à energia e ao ângulo são sempre discutidas separadamente, deve-se ter em mente que, para muitos instrumentos, a resposta à energia varia com a direção de incidência e a resposta angular depende da energia. A dependência angular e energética de qualquer instrumento usualmente depende tanto do detector quanto do corpo do instrumento. Instrumentos são calibrados de tal forma que, para uma determinada energia e ângulo, a resposta é unitária, isto é, o instrumento indicaria corretamente o valor da grandeza de interesse.(ICRU, 1997).

### **2.5.1 Instrumentos de monitoração de área**

Na prática, a radiação beta é freqüentemente encontrada em campos mistos com fótons; se esta é de baixa penetração com energias  $\leq 20$  keV, um detector de

tecido equivalente, muito fino, plano, sob um absorvedor de tecido equivalente de 0,07 mm de espessura envolto em uma camada de plástico, com determinada espessura, tendo a mesma característica de retroespalhamento do tecido, é aceitável para medir  $H'(0,07, \vec{\Omega})$ . Se entretanto, a radiação do fóton é fortemente penetrante, uma camada de vários centímetros de espessura pode não prover suficiente retroespalhamento e, portanto, o  $H'(0,07, \vec{\Omega})$  pode subestimar a dose equivalente. Obviamente é um desafio construir instrumentos de avaliação de área para medir e estimar o equivalente de dose para radiação beta e fótons em uma grande faixa de energia e ângulos de incidência (ICRU, 1997).

### **2.5.2 Dosímetros individuais**

Em geral, dosímetros individuais para radiação beta são projetados para se medir o equivalente de dose pessoal,  $H_p(d)$ , a uma profundidade,  $d$ , de 0,07 mm para a pele ou 3,0 mm para os olhos ou gônadas.

Os dosímetros de extremidade para monitoração de dedos são de maior importância para a proteção radiológica contra a radiação beta. Dosímetros de dedo devem ser calibrados em um fantoma do tipo vareta de PMMA, conforme a ISO 6980-3.6 (ISO, 2001). Cada vez mais se difunde o uso de detectores termoluminescentes finos, 20 a 100  $\mu\text{m}$ , para dosimetria beta, colocados sob uma espessura apropriada de material, tendo as mesmas características de atenuação. Tais dosímetros possuem respostas angular e energética próximas da ideal

(CHRISTENSEN et al. 1988). Tais dosímetros podem ser bem apropriados também para medidas de  $H_p(0,07)$  em campos de radiação mistos de fóton e beta.

Os dosímetros são baseados em elementos sensíveis, como, por exemplo, filmes, onde um ou mais filtros podem ser usados para estimar a energia da radiação incidente, mas é difícil assegurar que a resposta à energia independe para diferentes ângulos de incidência da radiação. Tais problemas são sérios para campos mistos de radiação beta e fótons de baixa energia, para o qual filmes e detectores termoluminescentes têm uma sensibilidade excessiva (ICRU, 1997).

### **2.5.3 Câmaras de extrapolação**

Equivalente de dose e taxas de equivalente de dose em radiação beta são sempre difíceis de se medir devido à acentuada não uniformidade sobre a pele e sua variação com a profundidade. O único método de medição amplamente conhecido, que permite medidas precisas e absolutas nos objetos simuladores de tecido equivalente para campos de radiação beta em várias geometrias, faz uso de uma câmara de extrapolação, que pode ser um instrumento de medida primário, para especificar taxa de dose em campos de radiação beta.

É uma câmara de placas paralelas com componentes que permitem variar um volume de ionização pelo movimento entre as placas. Ela utiliza uma entrada de janela fixa e um eletrodo coletor móvel. A janela de entrada é um eletrodo de alta tensão, e consiste de um filme plástico muito fino. A janela tem de ser fina o bastante para não atenuar a radiação beta e suficientemente resistente para não se deformar.

O eletrodo coletor é mantido aterrado e define a área da seção transversal do volume de ionização. O instrumento deve ser equipado com meios precisos para mudar a distância entre os dois eletrodos, que será chamado de profundidade da câmara, um micrômetro preso ao pistão para movimentar o eletrodo condutor normalmente é empregado. É necessária uma fonte de tensão bipolar e um eletrômetro de baixo ruído para medir a corrente de ionização da ordem de  $10^{-17}$ A (ISO 6980-2.4, 1999).

## **2.6 As radiações beta de referência**

Em 2001, a ISO padronizou as radiações de referência para campos de radiação de partículas beta, através da norma ISO 6980, que se divide em três partes: ISO 6980-1: Métodos de produção, ISO 6980-2: Fundamentos de calibração referentes às grandezas básicas de caracterização do campo de radiação e ISO 6980-3: Calibração de dosímetros pessoais e de área e determinação de suas respostas em função da energia e ângulo de incidência da radiação beta.

A primeira parte da norma especifica o padrão de exigências para radiações beta de referência, produzidas por fontes de radionuclídeos usadas para calibração de dosímetros pessoais e medidas de taxa de dose, e de sua resposta em função da energia da partícula beta. Fornece as características dos radionuclídeos que têm sido usados para produzir radiações beta de referência, provê exemplos de construção de fontes aceitáveis e descreve métodos para medidas de partículas beta de energia residual máxima e taxa de equivalente de dose no ar a uma

profundidade de  $7 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$  na esfera ICRU. A faixa de energia envolvida fica entre 66 keV e 3,6 MeV e taxas de dose absorvida estão na faixa de aproximadamente  $10\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$  a  $10 \text{ Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ . Além disso, para algumas variações de fonte, a taxa de dose absorvida em função do ângulo de incidência é dada (ISO 6980-1, 2001).

Esta norma propõe duas séries de radiações de referência beta que podem ser escolhidas para determinar as características de um instrumento.

Radiações de referência da série 1 são produzidas por fontes radioativas usadas com filtros projetados para determinar taxas de dose uniformes a uma distância específica. As fontes propostas de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ ,  $^{85}\text{Kr}$  e  $^{147}\text{Pm}$  produzem taxas de dose máxima de aproximadamente  $5 \text{ mSv}\cdot\text{h}^{-1}$ . Esta série é mostrada na Tabela 1.

Radiações de referência da série 2 são produzidas sem o uso de filtros. Pequenas áreas de taxa de dose uniforme são conseguidas somente perto das fontes, mas esta série tem a vantagem de estender a faixa de taxa de dose e energia além das da série 1. Os radionuclídeos usados são aqueles da série 1 com adição do  $^{14}\text{C}$  e  $^{106}\text{Ru}+^{106}\text{Rh}$ ; essas fontes produzem taxas de dose acima de  $10 \text{ Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ , como demonstrado na Tabela 2.

TABELA 1 – Distâncias de calibração e filtros para a Serie 1 da radiação de partículas beta.

Radionuclídeos	Distância de calibração (cm)	Distância fonte/filtro (cm)	Material do filtro e dimensões
$^{147}\text{Pm}$	20	10	1 disco de teraftalato de polietileno de 5 cm de raio e 14 mg de massa por unidade de área ( $\text{cm}^{-2}$ ), com um furo de 0,975 cm de raio no centro.
$^{85}\text{Kr}$ e $^{204}\text{Tl}$	30	10	2 discos concêntricos, 1 disco de teraftalato de polietileno, de 4 cm de raio e massa por unidade de área de $7 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ , mais 1 disco de teraftalato de polietileno, de 2,75 de raio e massa por unidade de área de $25 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$
$^{90}\text{Sr}$ + $^{90}\text{Y}$	30	10	3 discos concêntricos de teraftalato de polietileno, cada um com $25 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ de massa por unidade de área e de raios 2, 3 e 5 cm.

TABELA 2 – Atividades e taxa de dose para radiação de partículas beta de referência série 2.

Radionuclídeo	Características da fonte		Taxa de dose absorvida	
	Atividade nominal (MBq)	Área nominal ( $\text{cm}^2$ )	Na superfície da fonte (Sv. $\text{h}^{-1}$ )	Na distância especificada (Sv. $\text{h}^{-1}$ )
$^{14}\text{C}$	1	9	0,6	0,006 a 5 cm
$^{147}\text{Pm}$	$10^2$	25	3	0,003 a 20 cm
$^{204}\text{Tl}$	$10^2$	14	10	0,003 a 50 cm
$^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$	$10^3$	0,7	700	0,03 a 50 cm
$^{106}\text{Ru} + ^{106}\text{Rh}$	$10^2$	1,5	6	0,001 a 100 cm

Fonte: ISO 6980-1, 2001.

A segunda parte da norma especifica os métodos de medidas de dose absorvida direcional no fantoma plano de tecido equivalente nas radiações beta de referência. A faixa de energia das partículas beta abrangida por estas radiações de referência é de 0,066 a 3,54 MeV (energia máxima). As medidas em uma geometria de referência com uma câmara de extrapolação são mostradas em detalhes e também o uso de outros sistemas de medidas e medidas em outras geometrias (ISO 6980-2.4, 1999).

A terceira parte da norma descreve procedimentos de calibração e de determinação de respostas de dosímetros em termos das grandezas operacionais propostas para proteção radiológica pela ICRU 56 (ICRU, 1993), levando em consideração a energia e o ângulo das partículas incidentes. Inclui recomendações sobre os fantasmas apropriados e recomenda os coeficientes de conversão de dose absorvida no ar para a grandeza de interesse (ISO 6980-3.6, 2001).

## *CAPÍTULO III*

### 3 MATERIAIS

Os equipamentos utilizados nas várias etapas do trabalho com suas características são descritos neste capítulo.

#### 3.1 Padrão Secundário Beta BSS2

O Padrão Secundário Beta 2, BSS2 (FIG.2) é composto por fontes padrões de radiação beta, sistema de fixação das fontes, filtros homogeneizadores, sistema de posicionamento de dosímetros, sensores de condições ambientais, unidade de controle do sistema e computador pessoal com programa específico de irradiação.



FIGURA 2 – Sistema padrão secundário beta BSS2.

O BSS2 possui três fontes padrões de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ ,  $^{85}\text{Kr}$  e  $^{147}\text{Pm}$ . A taxa de dose das fontes foram medidas no Physikalisch Technische Bundesanstalt, PTB, Braunschweig, Alemanha, estabelecendo a rastreabilidade ao padrão primário em termos de dose absorvida no tecido e no ar, na profundidade de 0,07 mm.

O sistema BSS2 usa a fonte de  $^{85}\text{Kr}$  em vez da fonte de  $^{204}\text{Tl}$  recomendada pela ISO 6980-1, devido à escassez mundial da matéria-prima do  $^{204}\text{Tl}$ . O trabalho experimental do PTB tem confirmado que o  $^{85}\text{Kr}$  é um bom substituto do  $^{204}\text{Tl}$  com os espectros de energia das partículas beta semelhantes (a energia final para o  $^{204}\text{Tl}$  é 763 keV comparado com 687 keV para o  $^{85}\text{Kr}$ ) (AEA, 2000).

Cada fonte de radiação do BSS2 é envolta por uma blindagem e um obturador, que quando colocada no sistema, é reconhecida por este, através de um sensor mecânico diferenciado por fonte (FIG. 3a). O sistema de fixação das fontes é em forma de haste de 73 cm de altura, com orifício apropriado, que em sua parte posterior possui um travamento da fonte (FIG. 3b). O sistema de fixação possui dois sensores óticos para identificar se o obturador está aberto ou fechado (FIG. 3c).

O sistema BSS2 possui luz de emergência no topo da haste para sinalizar quando a fonte está exposta ou quando o obturador não está totalmente fechado.

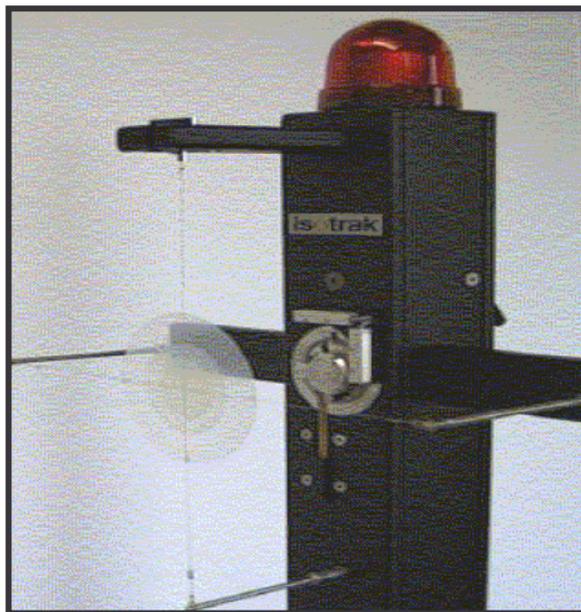
Na Tabela 3, são mostradas as características das fontes do sistema BSS2, que tem como referências os certificados emitidos pelo PTB.



a)



b)



c)

FIGURA 3 – a) Fonte com o obturador. b) Trava da fonte. c) Sensores óticos do obturador.  
Fonte: AEA, 2000.

TABELA 3 – Características do sistema padrão secundário beta BSS2.

<b>Radionuclídeo</b>	<sup>85</sup> Kr	<sup>147</sup> Pm	<sup>90</sup> Sr/ <sup>90</sup> Y				
<b>Energia máxima do espectro (MeV)</b>	0,687	0,225	2,284				
<b>Número de série</b>	LB 233	LE 494	KB 442				
<b>Atividade nominal (MBq)</b>	3700	3700	460	460	460	460	460
<b>Distância de calibração (cm)</b>	30	20	11	20	30	30	50
<b>Filtro homogeneizador</b>	sim	sim	não	não	sim	não	não
<b>Data de referência</b>	06/03/03	12/02/03	29/03/03	26/03/03	03/03/03	18/03/03	11/03/03
<b>Taxa de dose absorvida no ar a 7 mg·cm<sup>-2</sup> no ponto de calibração (μGy·s<sup>-1</sup>)</b>	40,6±0,5	2,27±0,04	115,5±1,3	35,8±0,4	10,20±0,12	15,9±0,2	5,63±0,07
<b>Taxa de dose absorvida no tecido a 7 mg·cm<sup>-2</sup> no ponto de calibração (μGy·s<sup>-1</sup>)</b>	45,5±0,6	2,55±0,04	128,2±1,6	39,7±0,5	11,30±0,14	17,6±0,2	6,25±0,08

O BSS2 é provido com filtros homogeneizadores do campo de radiação, como requerido pela ISO 6980-1, que são posicionados perpendiculares ao eixo central do feixe de radiação de cada fonte. O suporte da fonte e o filtro homogeneizador têm identificação única que são reconhecidos pelo sistema BSS2, para assegurar o uso do filtro adequado para cada fonte.

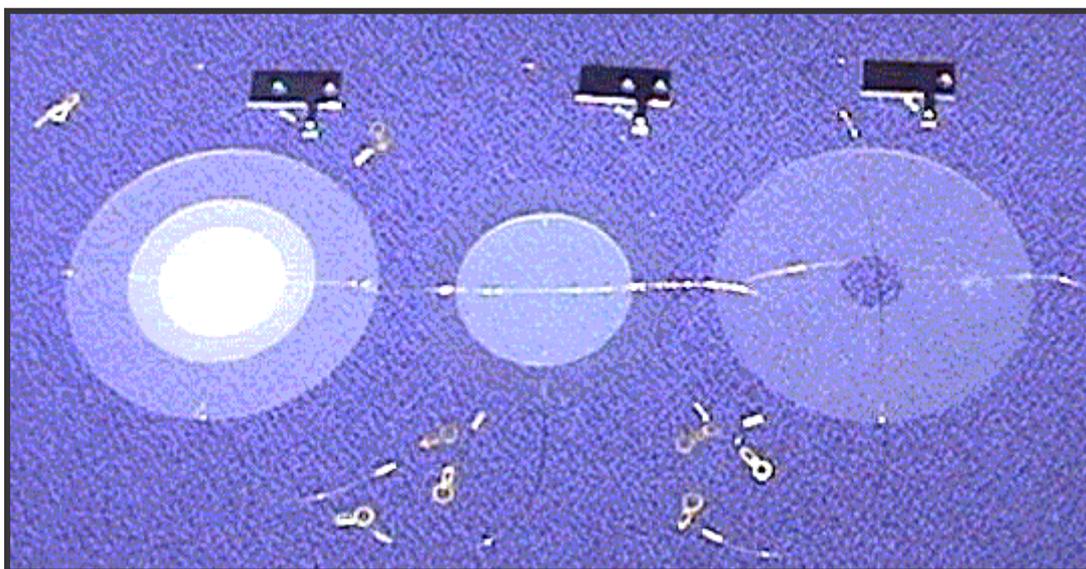


FIGURA 4 – Filtros homogeneizadores.

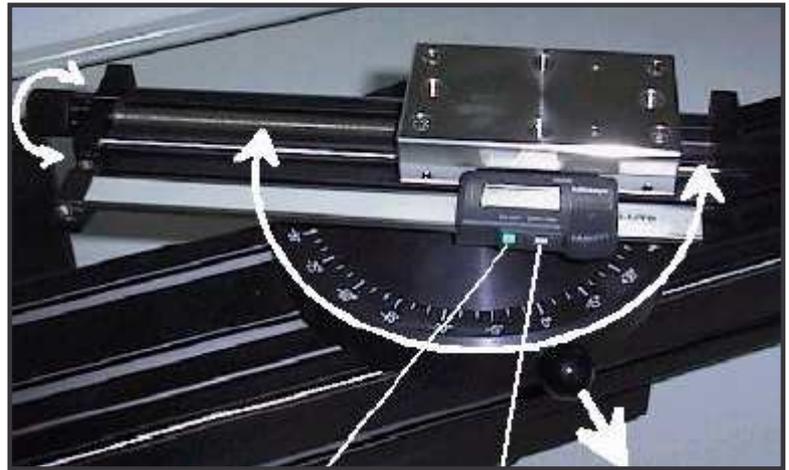
Fonte: AEA, 2000.

No BSS2, a irradiação dos dosímetros pode ser realizada em quatro distâncias: 11 cm, 20 cm, 30 cm e 50 cm. A haste de fixação das fontes é deslocada por cima de um banco ótico para ser fixada à distância de calibração de interesse (FIG. 5a). Sensores estão em cada posição do banco ótico indicando qual a posição da haste de fixação através de uma trava em cada posição. O sistema de posicionamento dos detectores possui um prato giratório, contendo um sensor para verificação do ângulo de rotação que vai de  $-90^{\circ}$  a  $+90^{\circ}$ , girando de 5 em 5 $^{\circ}$  (FIG.5b). Sobre o prato giratório foi construído um suporte para que o monitor de radiação ou

o fantoma de interesse, para fixação dos detectores, possam ser posicionados na altura do campo de radiação (FIG 5c).



a)



b)



c)

FIGURA 5 – a) Sensor mecânico para a distância de calibração. b) Suporte para posicionamento de monitores ou fantasmas. c) Sistema de posicionamento angular de dosímetros

Fonte: AEA, 2000.

O sistema BSS2 possui sensores para medir a pressão atmosférica, a temperatura e a umidade, todos conectados à unidade de controle, para fins de correções decorrentes das variações ambientais.

A unidade de controle do sistema está ligada através de um cabo especial ao banco ótico do irradiador fornecendo todas as informações dos sensores.

O procedimento de irradiação é controlado por um computador pessoal com um programa específico que está conectado à unidade de controle. O programa chamado de beta 332 possui duas opções de irradiação, uma em termos de taxa de dose e outra em termos de dose conforme FIG. 6, capturando todas as informações dos sensores, tais como fonte, distância fonte/detector, temperatura, ângulo, pressão atmosférica, umidade e fornece a incerteza de acordo com o “Guia para a Expressão de Incerteza na Medida da ISO” com um fator de abrangência de  $k=2$  (correspondendo a um nível de confiança de aproximadamente 95%). A incerteza leva em conta a calibração da fonte e as leituras dos sensores (baseado nos dados dos fabricantes e o cálculo do tempo de abertura e fechamento do obturador).

O usuário seleciona a grandeza de interesse, que pode ser o equivalente de dose pessoal,  $H_p(0,07)$ , o equivalente de dose direcional,  $H'(0,07)$ , ou mesmo dose absorvida livre no ar,  $D_g(0)$  e o objeto simulador de interesse, podendo ser um simulador de dedo, de tronco ou sem objeto simulador.

O programa beta 332 utiliza os fatores de calibração de cada fonte fornecidos pelo PTB e os fatores de correção referentes ao objeto simulador usado e ao ângulo de irradiação.

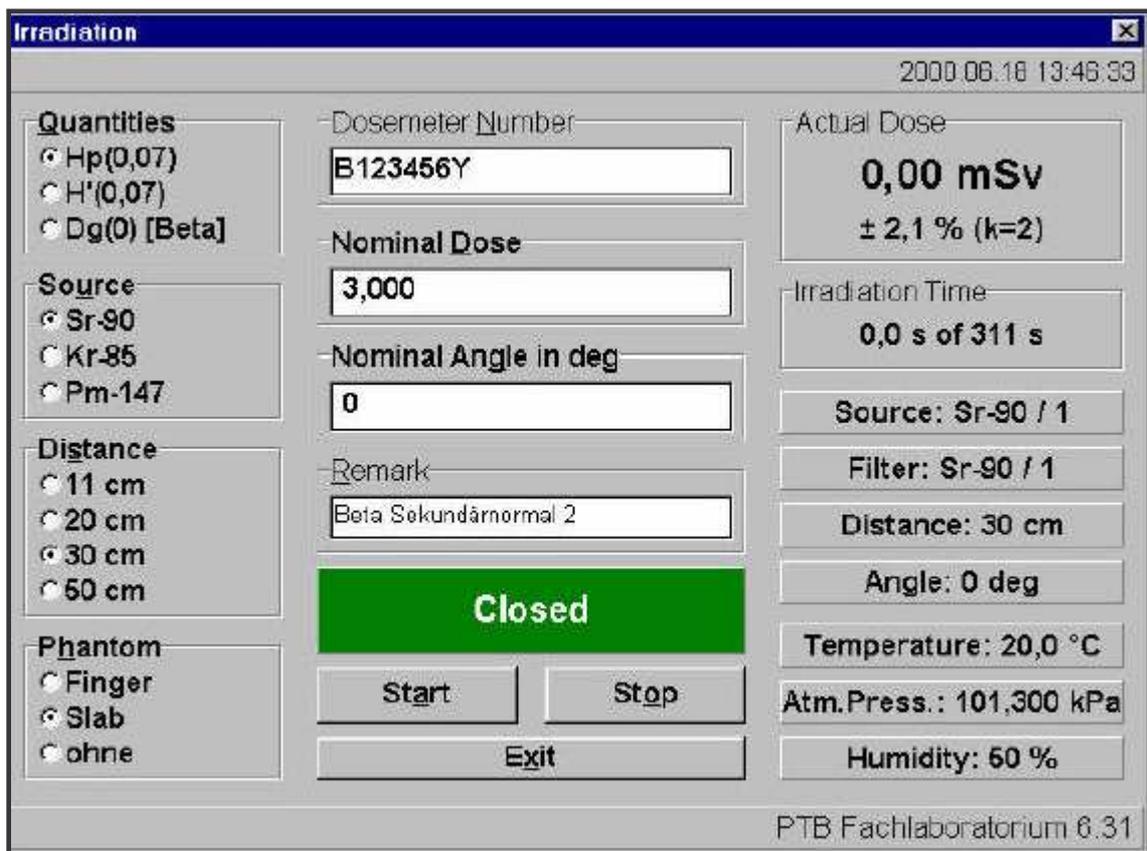


FIGURA 6 – Janela do programa beta 332 do sistema BSS2.

Fonte: AEA, 2000.

### 3.2 Padrão Secundário Beta BSS1

O padrão secundário beta 1 BSS1 (FIG. 7), foi fabricado pela Buchler & Co. Wenden, mas idealizado e calibrado pelo PTB.

O BSS1 é composto por fontes padrões de radiação beta, filtros homogeneizadores, sistema de fixação das fontes e painel de controle.

O sistema possui quatro fontes padrões, sendo duas de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  e as outras de  $^{147}\text{Pm}$  e  $^{204}\text{Tl}$ . As fontes de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  possuem atividade de 74 MBq, calibrada em 22/09/82 e de 1850 MBq calibrada em 17/09/82. Cada fonte é guardada rosqueada

dentro de um recipiente blindado e, para manuseá-la deve-se usar óculos protetores, e pinça com proteção de lucite, com a finalidade de levar a fonte do recipiente blindado até o obturador, onde será rosqueada. Este procedimento exige cuidado para não irradiar parte do corpo do operador.

Cada fonte é provida com filtros como requerido pela ISO 6980-1, que são posicionados perpendicularmente ao eixo central do feixe de radiação.

À distância de calibração é estabelecida por duas hastes de 20 cm e 30 cm, rosqueáveis no orifício de acoplamento das fontes. No ponto de calibração são posicionados monitores de calibração ou fantomas de interesse para fixação de dosímetros.

O sistema possui uma haste de 76 cm de altura para fixação das fontes, com um orifício onde será rosqueada a fonte. Na frente deste orifício um obturador está acoplado, abrindo e fechando eletronicamente através de um painel de controle.

O painel de controle possui um relógio para determinação do tempo de irradiação, fechando o obturador assim que terminar o tempo predeterminado.



a)  
b)  
FIGUR  
A 7  
- a)  
Sist  
em  
a  
pad  
rão  
sec  
und  
ário  
bet  
a  
BS  
S1.  
b)  
Rec  
ipie  
nte  
blin  
dad



o para guardar as fontes, pinça de lucite para manuseá-las e hastes para distância de calibração.

### 3.3 Sistema de dosimetria termoluminescente

Nas medidas nos campos de radiação beta foram utilizados detectores termoluminescentes, TLD, de sulfato de cálcio ativado com disprosio,  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ , opacificados com grafite.

O  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  ( $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  + Teflon  $\text{®}$  + grafite 20 mg) foi produzido pelo Laboratório de Produção de Materiais Dosimétricos do IPEN. Os detectores são na forma de pastilhas de 6 mm de diâmetro e 0,4 mm de espessura, contendo 3% do peso em grafite (DAROS, CAMPOS e MEDEIROS, 2000).

Estes detectores foram usados com o objetivo de se avaliar a uniformidade do campo de radiação beta no sistema padrão secundário beta BSS2 e comparar doses

absorvidas na superfície do fantoma entre os sistemas BSS2, BSS1/CDTN e BSS1/IPEN. Testes preliminares com os detectores de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ , para fins de seleção e confiabilidade, estão detalhados no anexo.

O sistema de leitura termoluminescente é composto por uma leitora Harshaw modelo 4500, que é um instrumento utilizado para leitura de uma ampla variedade de elementos TL em muitas formas e tamanhos (FIG. 8). O elemento TL pode ser aquecido por gás (nitrogênio ou ar) ou por uma prancheta. O gás é usado para cartões TL e elementos TL montados, a prancheta é usada para elementos TL não montados como: discos, cristais, bastões e pó.

Foi utilizado, neste trabalho, o sistema de prancheta que usa o aquecimento por resistência elétrica para produzir temperaturas de até  $400^\circ\text{C}$ .



FIGURA 8  
Sistema de  
leitura

termoluminescente composto por uma leitora Harshaw, modelo 4500.

O sistema de leitura TL completo inclui um computador pessoal com o *software* Harshaw Windows-based Radiation Evaluation and Management System, WinREMS, que permite gerenciar automaticamente a operação de leitura dos detectores, as correções adequadas e a avaliação final da dose de radiação submetida aos mesmos.

### **3.4 Câmaras de ionização**

Medidas do campo de radiação beta também foram realizadas usando dois tipos de câmaras de ionização.

Uma delas foi a câmara de ionização de 600 cm<sup>3</sup>, tipo 2575C, certificado de calibração nº C02/0897 rastreável ao LNMRI - IRD, é fabricada pela Nuclear Enterprises Technology (FIG. 9). Ela foi projetada para medidas de feixes de radiação gama, beta e raios-x (NE TECHNOLOGY LIMITED, 1995). Possui a janela de detecção constituída de “Mylar” aluminizado com 4,5 mg·cm<sup>-2</sup>, com diâmetro de 11 cm. Com esta câmara foram utilizados um eletrômetro Keithley, modelo 617, com a finalidade de medir carga e um termômetro e um transdutor de pressão acoplado ao multímetro Tektronix DM 2510G, calibrado no Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial, INMETRO, para monitoração das condições ambientais.

Conforme a Tabela 4, os fatores de calibração para os feixes de radiação beta são determinados a partir da calibração da câmara de ionização em um feixe de raios-x de 180 kV.



FIGURA 9 – Câmara de ionização, modelo 2575 de 600 cm<sup>3</sup>, usada nas medidas de abertura e fechamento do obturador e reprodutibilidade de geometria das fontes.

TABELA 4 – Dependência energética da câmara de ionização de 600 cm<sup>3</sup> para partículas beta.

Nuclídeo	Densidade do filtro homogeneizador	Distância de calibração entre fonte e ponto de referência da câmara de ionização	E <sub>máx</sub> na distância de calibração (MeV)	Fator de correção relativo a Q.9*
<sup>147</sup> Pm	3 mg·cm <sup>-2</sup> de prata +0,5 mg·cm <sup>-2</sup> de placa de níquel	20 cm	0,15	0,84
<sup>204</sup> Tl	20 mg·cm <sup>-2</sup> de prata + ouro brilhante	30 cm	0,57	1,75
<sup>90</sup> Sr + <sup>90</sup> Y	50 mg·cm <sup>-2</sup> de prata + ouro brilhante	30 cm	2,0	1,19

\*Q.9 é a qualidade, que corresponde a um feixe de raios-x de 180 kV utilizando a filtração adicional de 0,5 mm Cu e 1 mm Al com camada semi-redutora de 1,0 mm Cu, cujo fator de correção é 1,00.

Fonte: NE TECHNOLOGY, 1995.

As leituras realizadas com esta câmara foram corrigidas para as condições ambientais de referência, conforme equação:

$$L_c = L \frac{P_0}{P} \left( \frac{T + 273,15}{T_0 + 273,15} \right) \quad (3.4.1)$$

onde  $L_c$  é a leitura corrigida,  $L$  a leitura realizada no eletrômetro,  $T$  é a temperatura e  $P$  é a pressão no local da irradiação,  $T_0$  é a temperatura de referência de 20°C e  $P_0$  é a pressão de referência de 101,325 kPa.

A outra câmara de ionização utilizada foi a de modelo 10X5-6M, fabricada pela RADCAL (FIG. 10), com uma janela de 0,7 mg·cm<sup>-2</sup> metalizada de poliéster, com volume ativo de 6 cm<sup>3</sup>, usada para avaliação do tamanho do campo uniforme no sistema padrão secundário beta BSS2 e comparação em termos de dose absorvida no ar no sistema padrão secundário beta BSS2, BSS1/CDTN e BSS1/IPEN. O monitor de controle da câmara, modelo 9015, corrige a leitura para temperatura fixada pelo operador, no caso para as condições ambientais de referência de 20°C de temperatura e pressão de 101,325 kPa (RADCAL, 1994).



FIGURA 10 – Câmara de ionização Radcal 10X5-6M de 6 cm<sup>3</sup>.

## *CAPÍTULO IV*

## 4 Resultados

A avaliação metrológica do sistema padrão secundário beta BSS2, comparada com os sistemas padrão secundário beta BSS1, foi realizada por meio dos seguintes testes:

- influência da abertura e fechamento do obturador na dose final de irradiação,
- reprodutibilidade da geometria de posicionamento da câmara de ionização em relação às fontes,
- uniformidade do campo de radiação beta gerado pelas fontes,
- coerência metrológica entre os sistemas padrão secundário beta, BSS2 e BSS1/CDTN, em termos de dose absorvida na superfície do fantoma e no ar,
- coerência metrológica entre os sistemas padrão secundário beta BSS2/CDTN com o sistema BSS1/IPEN, em termos de dose absorvida no ar e na superfície do fantoma.

A metodologia de cada um dos testes acima mencionados será descrita neste capítulo e, simultaneamente, seus resultados serão apresentados com as incertezas associadas, se for relevante.

#### **4.1 Influência da abertura e fechamento do obturador na dose final de irradiação**

Quando o tempo de irradiação de um detector diminui tornando-se comparável ao tempo de abertura e fechamento do obturador, a taxa de dose absorvida perde a linearidade com o tempo de exposição.

A determinação do desvio na linearidade da taxa de dose absorvida permite estabelecer o tempo mínimo de irradiação aceitável para uma finalidade específica.

Para este teste foi usada a câmara de ionização de 600 cm<sup>3</sup>, descrita no item 3.4, posicionada com sua janela perpendicular ao eixo central do feixe de radiação a 30 cm de distância da fonte; as medidas foram feitas nos sistemas BSS1/CDTN e BSS2 com a fonte de <sup>90</sup>Sr/<sup>90</sup>Y de 1850 MBq, sem filtro homogeneizador.

Na Tabela 5 é apresentada a média das dez leituras, corrigidas para as condições ambientais de referência, com o respectivo desvio padrão relativo, obtida para o tempo entre 1 e 30 s, admitindo-se que, a partir de 30 s, os desvios na linearidade da taxa de dose com o tempo de exposição poderiam ser considerados desprezíveis. A partir desta consideração foram calculados os desvios para os diversos tempos.

É evidente na tabela 5 que, tanto no BSS1/CDTN quanto no BSS2, as leituras com a câmara de ionização em nC, apresentam uma flutuação maior (desvio padrão) quanto menor é o tempo de irradiação, significando que para pequenos tempos de irradiação, variações no tempo de abertura e fechamento do obturador, variações nas leituras obtidas com a câmara de ionização passam a ser perceptíveis.

TABELA 5 – Influência da abertura e fechamento do obturador na dose final de irradiação.

<b>Tempo (s)</b>	<b>Leitura no BSS1 (nC)</b>	<b>Desvio em relação a 30 s (%)</b>	<b>Leitura no BSS2 (nC)</b>	<b>Desvio em relação a 30 s (%)</b>
30	18,037±0,01%		6,860±0,06%	
15	9,034±0,03%	0,17	3,470±0,17%	1,17
10	6,027±0,03%	0,24	2,337±0,21%	2,20
9	5,426±0,04%	0,28	2,129±0,38%	3,45
8	4,813±0,06%	0,31	1,916±0,42%	4,74
7	4,223±0,07%	0,34	1,632±0,37%	1,96
6	3,621±0,06%	0,38	1,422±0,35%	3,64
5	3,022±0,03%	0,53	1,209±0,74%	5,74
4	2,419±0,12%	0,58	0,970±0,52%	6,05
3	1,820±0,11%	0,90	0,765±0,92%	11,52
2	1,219±0,08%	1,37	0,517±0,58%	13,05
1	0,616±0,49%	2,46	0,289±2,08%	26,38

Fica demonstrado com os dados da tabela 5 que, no sistema BSS1, o tempo mínimo para irradiar amostras com um desvio menor que 0,5% é igual ou maior que 6 s. No BSS2 o tempo mínimo de irradiação deve ser igual ou maior a 15 s, para um desvio menor que 1,17%.

Este resultado ocorre porque, no BSS2, o processo de abertura e fechamento do obturador é mais demorado, já que, por motivo de segurança, o obturador do BSS2 é mais pesado e está acoplado à fonte, enquanto que no BSS1 o obturador está na haste, independente da fonte.

## 4.2 Reprodutibilidade da geometria de posicionamento da câmara de ionização

A reprodutibilidade da geometria de posicionamento de um detector visa avaliar o grau de concordância entre os resultados de medidas de um mesmo mensurando efetuadas sob diversas condições de medição (INMETRO, 1995).

A determinação da reprodutibilidade permite estabelecer a incerteza devido o posicionamento dos detectores.

Para este teste foi usada a câmara de ionização de 600 cm<sup>3</sup>, descrita no item 3.4, posicionada com a janela de “Mylar” voltada para a direção de origem do feixe; foi marcado um ponto de referência no centro do anel no corpo da câmara, que seria o ponto central da câmara, e utilizado para a leitura um eletrômetro Keithley, modelo 617, com escala em nC.

A corrente de fuga da câmara que representa o sinal obtido sem a presença de radiação, foi sempre desprezível em relação à menor corrente medida.

Foram executadas medidas no sistema padrão secundário beta BSS1 com a fonte <sup>90</sup>Sr/<sup>90</sup>Y, de 74 MBq, à distância fonte/detector foi de 30 cm, sem filtro homogeneizador, durante 120s. Para a fonte de <sup>90</sup>Sr/<sup>90</sup>Y, de 1850 MBq, na distância fonte/detector de 30 cm, sem filtro homogeneizador, durante 30s. No sistema padrão secundário beta BSS2, as fontes usadas foram de <sup>90</sup>Sr/<sup>90</sup>Y com e sem filtro homogeneizador, na distância fonte/detector de 30 cm, <sup>85</sup>Kr com filtro homogeneizador, na distância fonte/detector de 30 cm e a fonte de <sup>147</sup>Pm com filtro homogeneizador, na distância fonte/detector de 20 cm. Todas as medidas executadas no sistema BSS2 foram por um tempo de exposição da câmara de 30 s.

A câmara de ionização e a fonte foram colocadas e retiradas da posição de medida, por 10 vezes, realizando-se 10 exposições em cada situação.

A FIG.11, obtida com a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  de 74 MBq, no sistema padrão secundário beta BSS1, apresenta as leituras obtidas para os 10 conjuntos de medidas, sendo cada conjunto constituído de dez leituras obtidas com a câmara na mesma posição. A barra de incerteza é dada pelo desvio padrão das 10 leituras, representando a repetitividade das medidas. As leituras variaram de  $(2,936 \pm 0,002)$  nC a  $(3,000 \pm 0,002)$  nC que corresponde a um desvio de 2,18%. A variação na repetitividade, que alcançou o valor máximo de 0,13% no conjunto 10, foi devido à flutuação da temperatura ambiente.

A FIG.12 é obtida de forma similar para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  de 1850 MBq, no sistema padrão secundário beta BSS1. As leituras variaram de  $(18,195 \pm 0,004)$  nC a  $(18,886 \pm 0,002)$  nC que corresponde a um desvio de 3,79%. A variação na repetitividade, que alcançou o valor máximo de 0,02% no conjunto 1, foi devido à flutuação da temperatura ambiente.

Apesar da leitura do conjunto 3 aparentar não pertencer aos demais conjuntos, decidiu-se não excluí-la por representar uma situação de posicionamento prático.

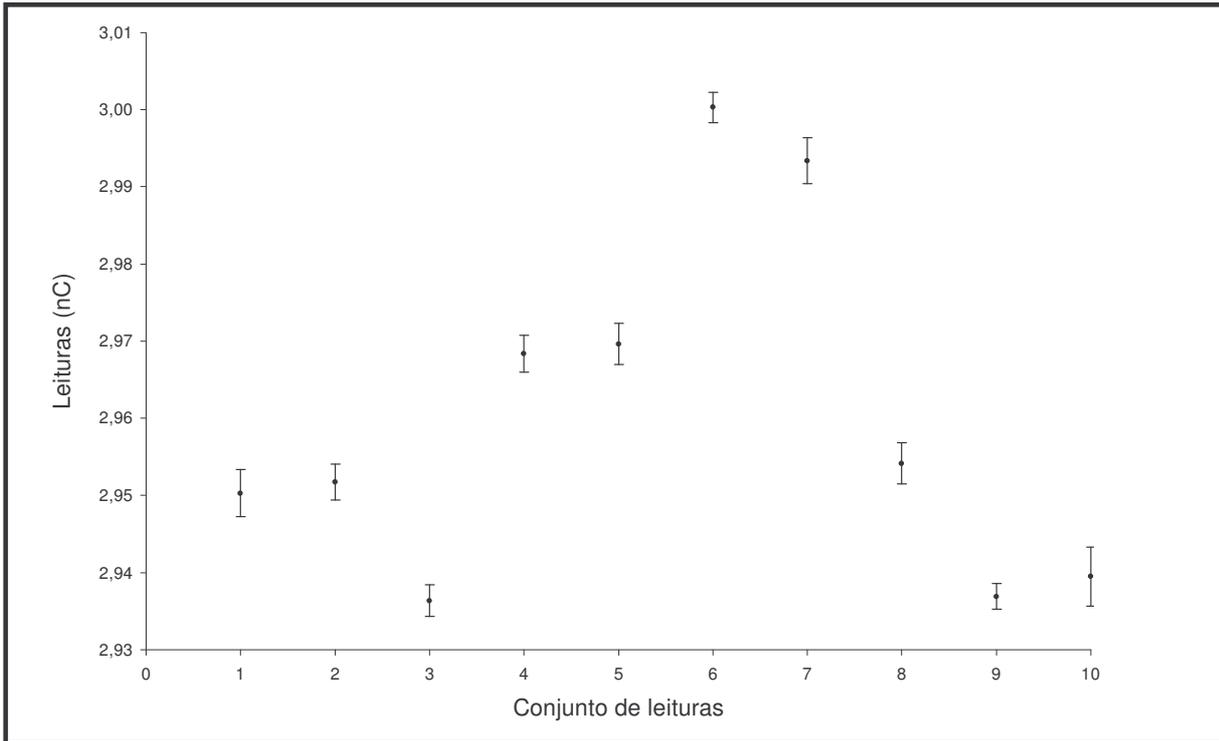


FIGURA 11 – Reprodutibilidade de posicionamento da câmara de ionização em relação à fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  de 74 MBq no sistema BSS1/CDTN.

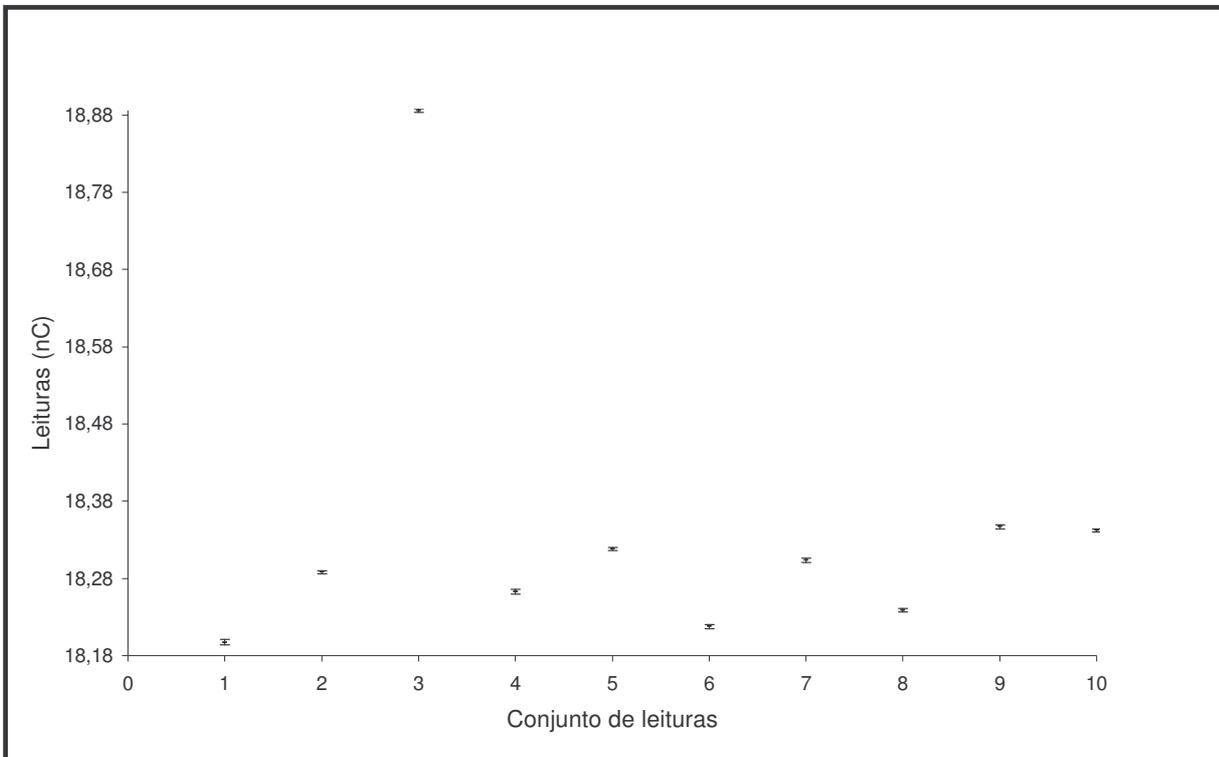


FIGURA 12 – Reprodutibilidade de posicionamento da câmara de ionização em relação à fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  de 1850 MBq no sistema BSS1/CDTN.

A FIG.13 é apresentada de forma similar para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro homogeneizador, no sistema padrão secundário beta BSS2. As leituras variaram de  $(17,567 \pm 0,017)$  nC a  $(17,846 \pm 0,007)$  nC que corresponde a um desvio de 1,59%. Nos conjuntos 9 e 10, a variação na repetitividade alcançou 0,14% e 0,10% respectivamente, pois houve mudança brusca de temperatura, de  $23,4^{\circ}\text{C}$  a  $18,5^{\circ}\text{C}$ , e a câmara de ionização como tem um volume grande não estabiliza com rapidez.

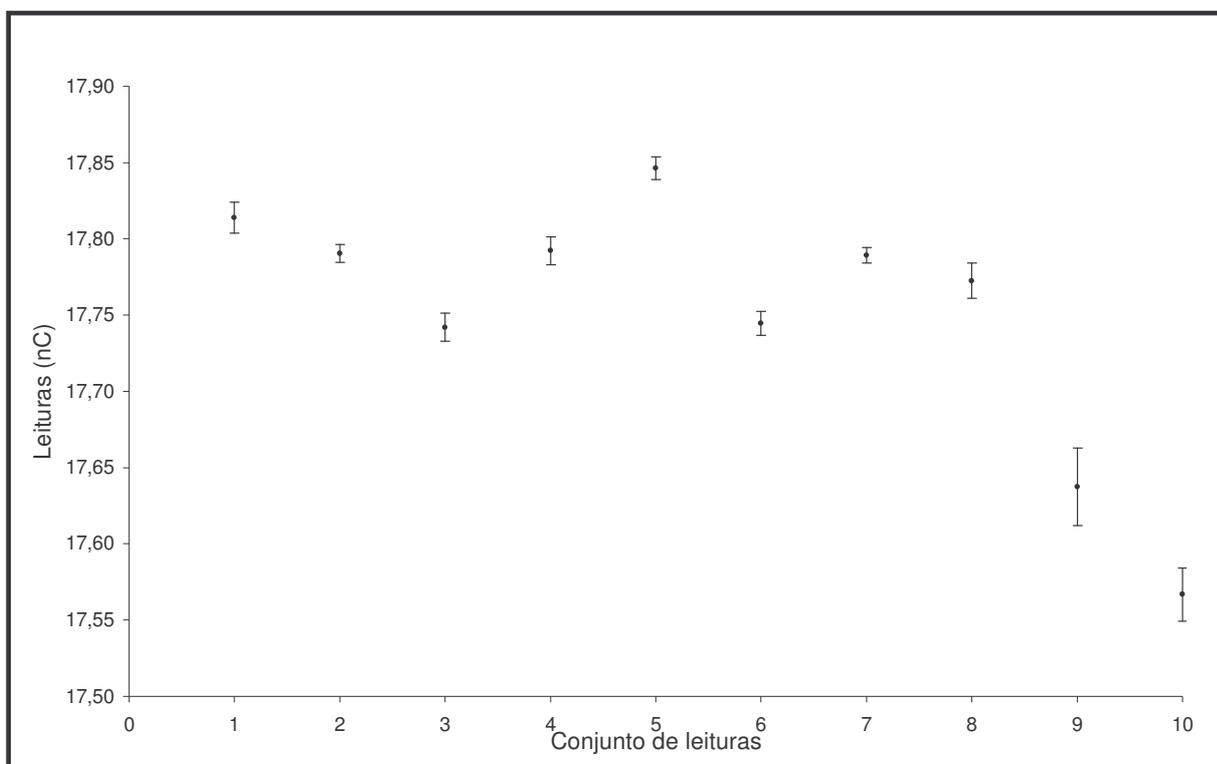


FIGURA 13 – Reprodutibilidade de posicionamento da câmara de ionização em relação à fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro homogeneizador, no sistema BSS2.

A FIG. 14 é apresentada de forma similar para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , com filtro homogeneizador, no sistema padrão secundário beta BSS2. As leituras variaram de  $(17,261 \pm 0,008)$  nC a  $(17,518 \pm 0,004)$  nC que corresponde a um desvio de 1,49%. A variação na repetitividade, que alcançou o valor máximo de 0,06% no conjunto 7, foi devido à flutuação da temperatura ambiente, de  $17,2^{\circ}\text{C}$  a  $24,3^{\circ}\text{C}$ .

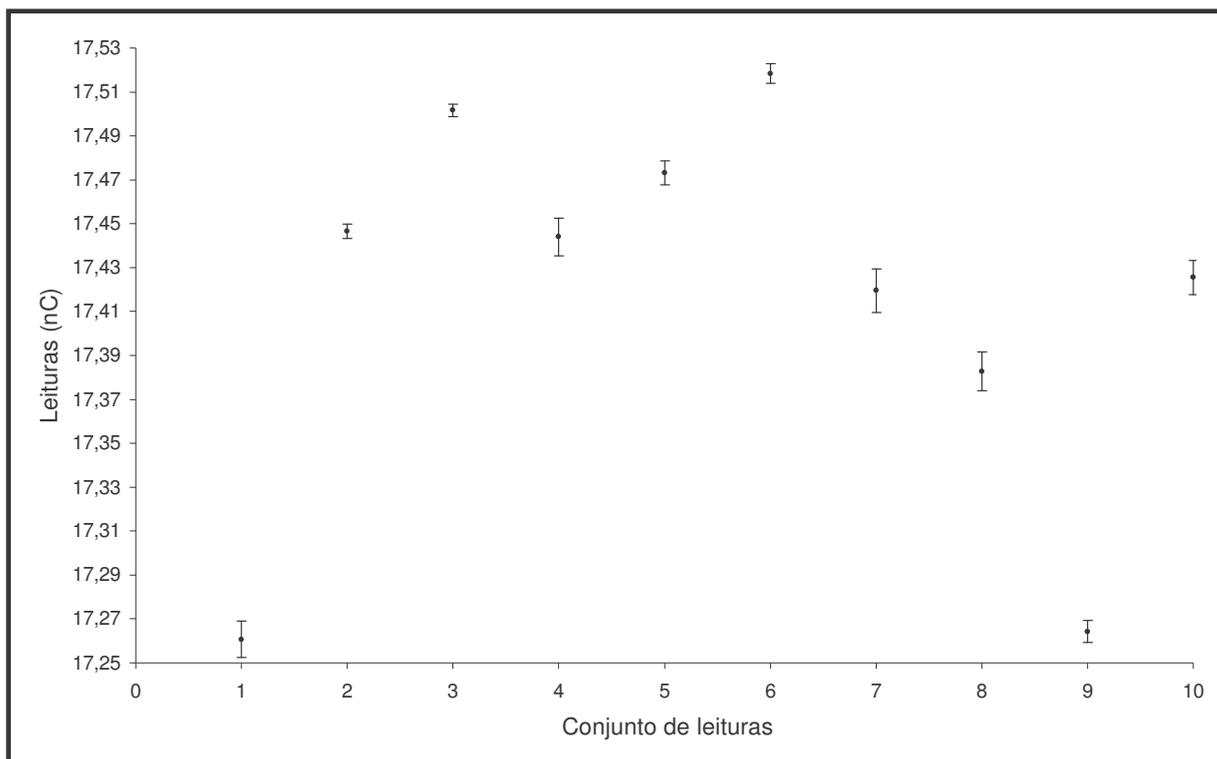


FIGURA 14 – Reprodutibilidade de posicionamento da câmara de ionização em relação a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , com filtro homogeneizador, no sistema BSS2.

A reprodutibilidade da geometria no posicionamento da câmara de ionização é apresentada na tabela 6, para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , dada pelo desvio padrão da média do conjunto de 10 leituras. Ela evidencia o melhor posicionamento no sistema BSS2 em relação ao BSS1/CDTN, devido ao encaixe da fonte no obturador e ao posicionamento no eixo principal; as menores reprodutibilidades são de 0,48% sem filtro homogeneizador, e 0,51%, com filtro homogeneizador.

TABELA 6 – Reprodutibilidade da geometria no posicionamento da câmara de ionização para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ .

Sistema	Atividade da fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (MBq)	Distância fonte/detector (cm)	Filtro	Valor médio (nC)	Reprodutibilidade (%)
BSS1/CDTN	74	30	não	2,96	0,76
BSS1/CDTN	1850	30	não	18,34	1,08
BSS2	460	30	não	17,75	0,48
BSS2	460	30	sim	17,41	0,51

A FIG. 15 é apresentada de forma similar para a fonte de  $^{85}\text{Kr}$ , no sistema padrão secundário beta BSS2. As leituras variaram de  $(11,198 \pm 0,006)$  nC a  $(11,387 \pm 0,008)$  nC que corresponde a um desvio de 1,69%. A variação na repetitividade alcançou o valor máximo de 0,11% no conjunto 7.

A reprodutibilidade da geometria de posicionamento da câmara de ionização, para a fonte de  $^{85}\text{Kr}$ , dada pelo desvio padrão da média do conjunto das 10 leituras, é igual a 0,54% para um valor médio de 11,27 nC.

A FIG. 16 é apresentada de forma similar para a fonte de  $^{147}\text{Pm}$ , no sistema padrão secundário beta BSS2. As leituras variaram de  $(2,927 \pm 0,034)$  nC a  $(3,060 \pm 0,005)$  nC que corresponde a um desvio de 4,54%. A variação na repetitividade nos conjuntos 3, 4 e 5 foram grandes, máximo de 1,27%, devido à mudança brusca de temperatura, de  $21,2^{\circ}\text{C}$  a  $24,3^{\circ}\text{C}$ , e a câmara de ionização por ter um volume grande demora a estabilizar.

A reprodutibilidade da geometria de posicionamento dos detectores, para a fonte de  $^{147}\text{Pm}$ , dada pelo desvio padrão da média do conjunto das 10 leituras, é igual a 0,82% para um valor médio de 4,25 nC. Este valor é superior aos das demais fontes devido à grande variação no ar da taxa de dose absorvida para a fonte de  $^{147}\text{Pm}$ .

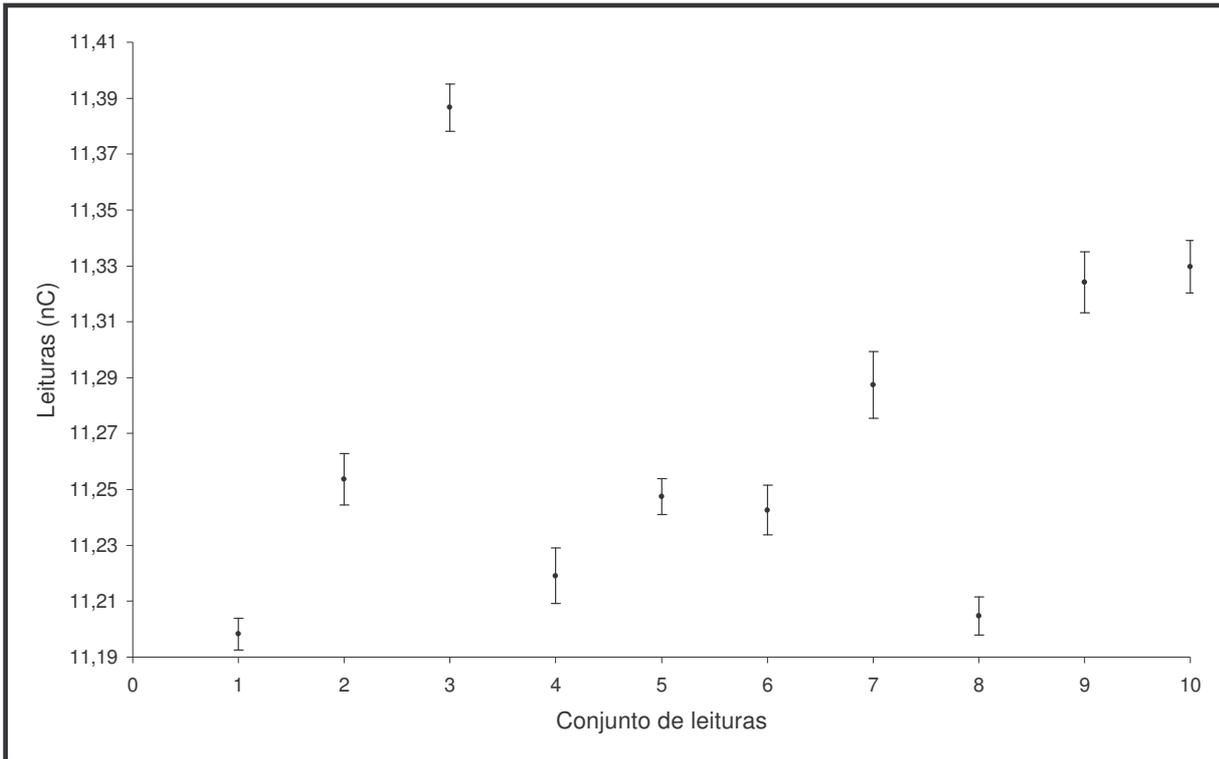


FIGURA 15 – Reprodutibilidade de posicionamento da câmara de ionização em relação à fonte de  $^{85}\text{Kr}$ , no sistema BSS2.

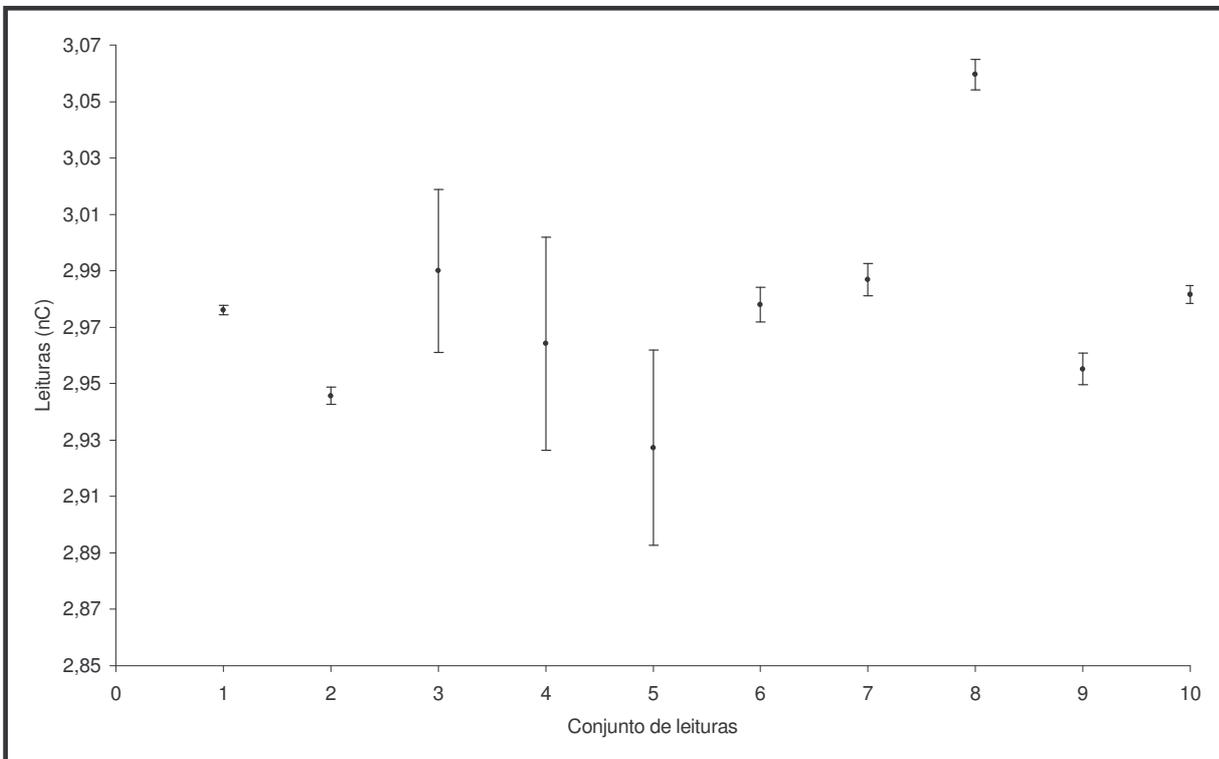


FIGURA 16 – Reprodutibilidade de posicionamento da câmara de ionização em relação à fonte de  $^{147}\text{Pm}$ , no sistema BSS2.

### 4.3 Uniformidade do campo de radiação beta no ar

A uniformidade do campo de radiação beta permite estabelecer o tamanho de campo adequado para irradiação uniforme de detectores.

A ISO 6980 estabelece que um campo de radiação beta pode ser considerado uniforme se a variação da taxa de dose, a uma distância de calibração, em um determinado diâmetro do campo, não variar em mais que  $\pm 5\%$  para  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  e  $^{85}\text{Kr}$ , e  $\pm 10\%$  para  $^{147}\text{Pm}$  (ISO 6980-1, 2001).

As medidas foram realizadas com a câmara de ionização Radcal 10X5-6M, que provê resposta uniforme para medidas em feixes de menor energia (RADCAL, 1994) e sua janela ser extremamente fina, como descrito no item 3.4. Com esta câmara também foram executadas 10 medidas com o ângulo  $0^\circ$  variando em  $\pm 5^\circ$ , para um mesmo tempo de irradiação, com o objetivo de avaliar a influência da variação angular na uniformidade do campo. As medidas foram realizadas no sistema padrão secundário beta BSS2.

Para as fontes de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  e  $^{85}\text{Kr}$ , a variação angular obtida através da leitura da câmara, demonstrada na Tabela 7, não ultrapassou 1% em  $5^\circ$ , para a fonte de  $^{147}\text{Pm}$ , a variação angular máxima foi de 1,89%, demonstrando que as medidas não sofrem grandes influências se a câmara não estiver bem posicionada.

TABELA 7 – Variação angular da câmara para as fontes do sistema BSS2.

Fonte	Distância fonte/detector (cm)	Filtro	Leitura (nC) para -5°	Leitura (nC) para 0°	Leitura (nC) para +5°	Variação máxima (%)
<sup>90</sup> Sr/ <sup>90</sup> Y	20	não	920,6	913,9	914,5	0,73
<sup>90</sup> Sr/ <sup>90</sup> Y	30	não	415,8	417,4	417,2	0,38
<sup>90</sup> Sr/ <sup>90</sup> Y	30	sim	260,6	260,6	261,4	0,31
<sup>90</sup> Sr/ <sup>90</sup> Y	50	não	145,3	146,1	144,8	0,89
<sup>85</sup> Kr	30	sim	851,6	847,6	846,3	0,48
<sup>147</sup> Pm	20	sim	137,4	134,8	136,2	1,89

Para as medidas de uniformidade de campo foram executadas 10 medidas a cada 2 cm no eixo horizontal e vertical, para todas as fontes do sistema padrão secundário beta BSS2, com o mesmo tempo de irradiação.

A variação de leitura da câmara em relação ao centro dos eixos é apresentada na FIG.17 para a fonte de <sup>90</sup>Sr/<sup>90</sup>Y às distâncias de 20 cm, 30 cm e 50 cm, sem filtro homogeneizador e a 30 cm, com filtro homogeneizador. A barra de incerteza representa o desvio padrão relativo a cada conjunto de leituras, cujo valor máximo foi de 0,9%. A linha tracejada vertical representa o tamanho do campo com variação de ± 5%.

De forma similar a FIG. 18 é apresentada no eixo vertical.

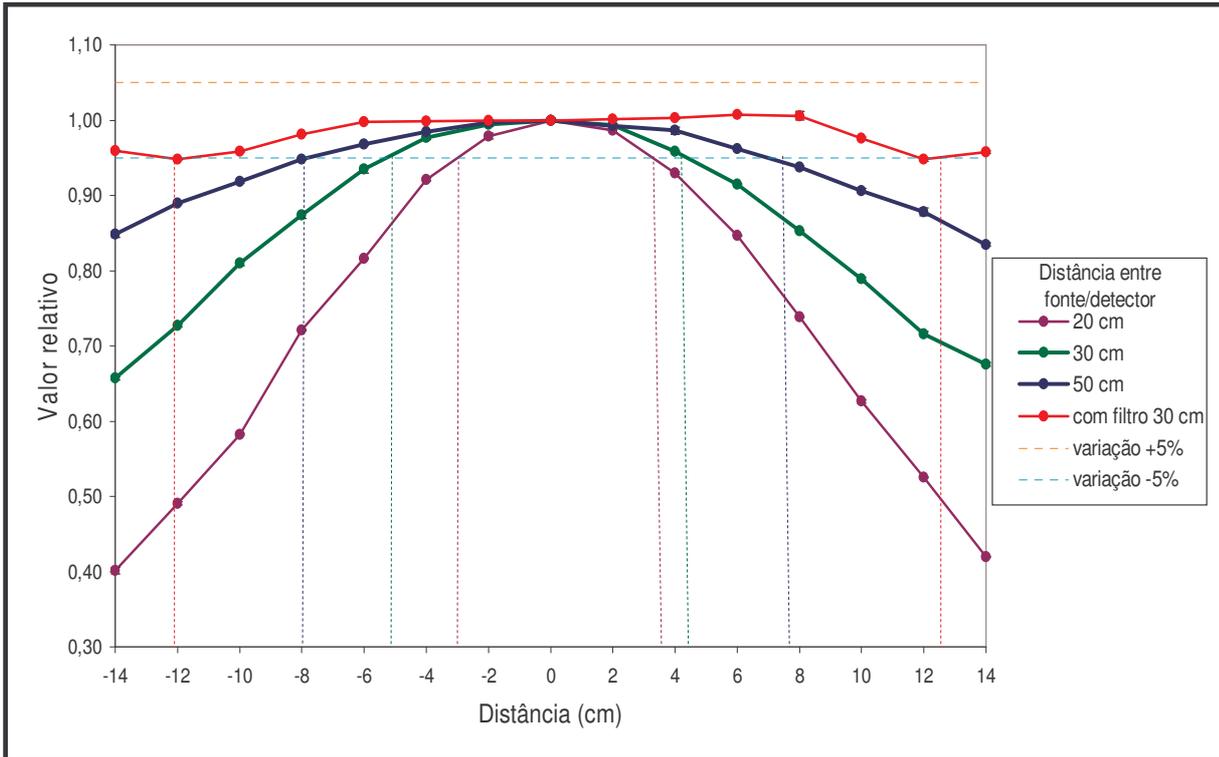


FIGURA 17 – Uniformidade horizontal do campo de radiação para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , no sistema BSS2.

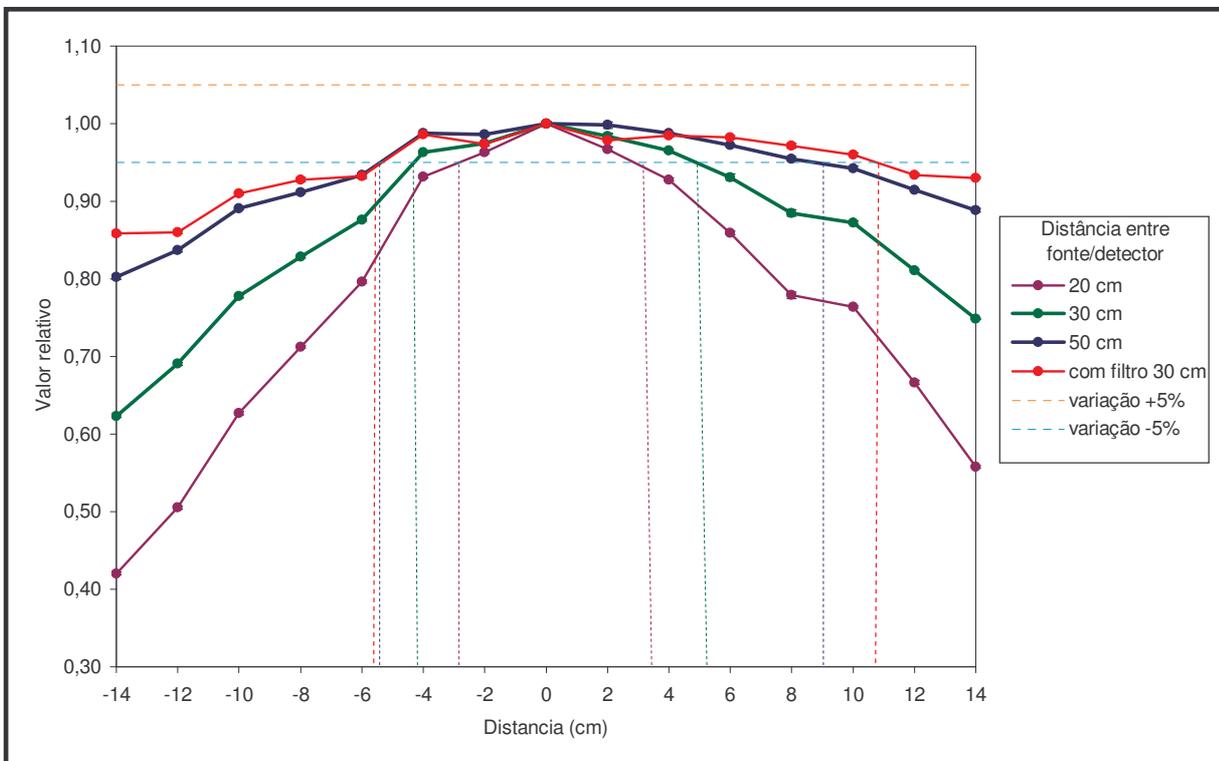


FIGURA 18 – Uniformidade vertical do campo de radiação para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , no sistema BSS2.

Foi demonstrado claramente nas FIG. 17 e 18 a eficiência do filtro homogeneizador no aumento da área uniforme do campo, similar ao demonstrado na ICRU com a variação da taxa de dose para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  (ICRU 56, 1997). Demonstram também que com o aumento da distância fonte/detector a uniformidade do campo aumenta. A uniformidade de campo no eixo horizontal deveria ser similar no eixo vertical, mas a dificuldade de posicionamento no eixo vertical fica evidente.

O resultado obtido para o tamanho do campo de radiação para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , no sistema padrão secundário beta BSS2 é informado na tabela 8 que pode ser considerado uniforme conforme a ISO 6980-1 (ISO, 2001).

TABELA 8 – Diâmetro do campo de radiação uniforme para  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , no sistema BSS2.

<b>Distância fonte/detector (cm)</b>	<b>Filtro homogeneizador</b>	<b>Diâmetro (cm)</b>
20	não	5,6
30	não	8,6
30	sim	12,9
50	não	10,8

Para a uniformidade de campo com a fonte de  $^{85}\text{Kr}$ , a FIG. 19 foi obtida a uma distância fonte/detector de 30 cm, com filtro homogeneizador e sem filtro homogeneizador, somente para demonstrar a necessidade do filtro. O procedimento de posicionamento da câmara é similar ao descrito para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ . A barra de incerteza representa o desvio padrão relativo a cada conjunto de leituras, cujo valor máximo foi de 0,8%. A linha tracejada vertical representa o tamanho do campo com variação de  $\pm 5\%$ .

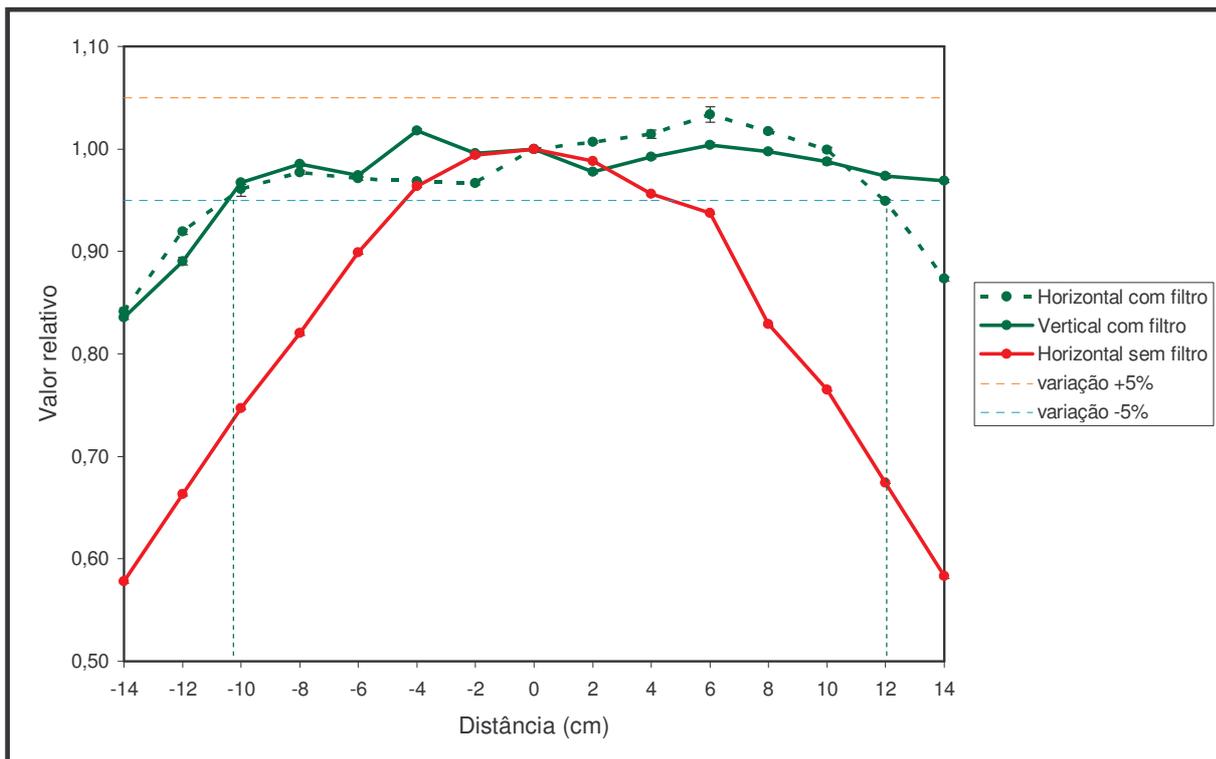


FIGURA 19 – Uniformidade do campo de radiação para a fonte de  $^{85}\text{Kr}$ , no sistema BSS2.

A evidência da necessidade do filtro homogeneizador no aumento da área uniforme do campo é demonstrada na FIG. 19 e também a dificuldade de posicionamento da câmara no eixo vertical.

O resultado obtido para a uniformidade de campo com a fonte de  $^{85}\text{Kr}$ , sem filtro homogeneizador, é de 8,8 cm de diâmetro e com filtro homogeneizador de 20,9 cm de diâmetro, no sistema padrão secundário beta BSS2, que pode ser considerado uniforme, conforme a ISO 6980-1 (ISO, 2001).

Para a uniformidade de campo com a fonte de  $^{147}\text{Pm}$ , a FIG. 20 é apresentada de forma similar, com uma distância fonte/detector de 20 cm, com filtro homogeneizador, e a 20 cm, sem filtro homogeneizador, somente para demonstrar a necessidade do filtro. A linha tracejada vertical representa o tamanho do campo com variação de  $\pm 10\%$ . A barra de incerteza representa o desvio padrão relativo a cada conjunto de leituras, cujo valor máximo foi de 1,1%.

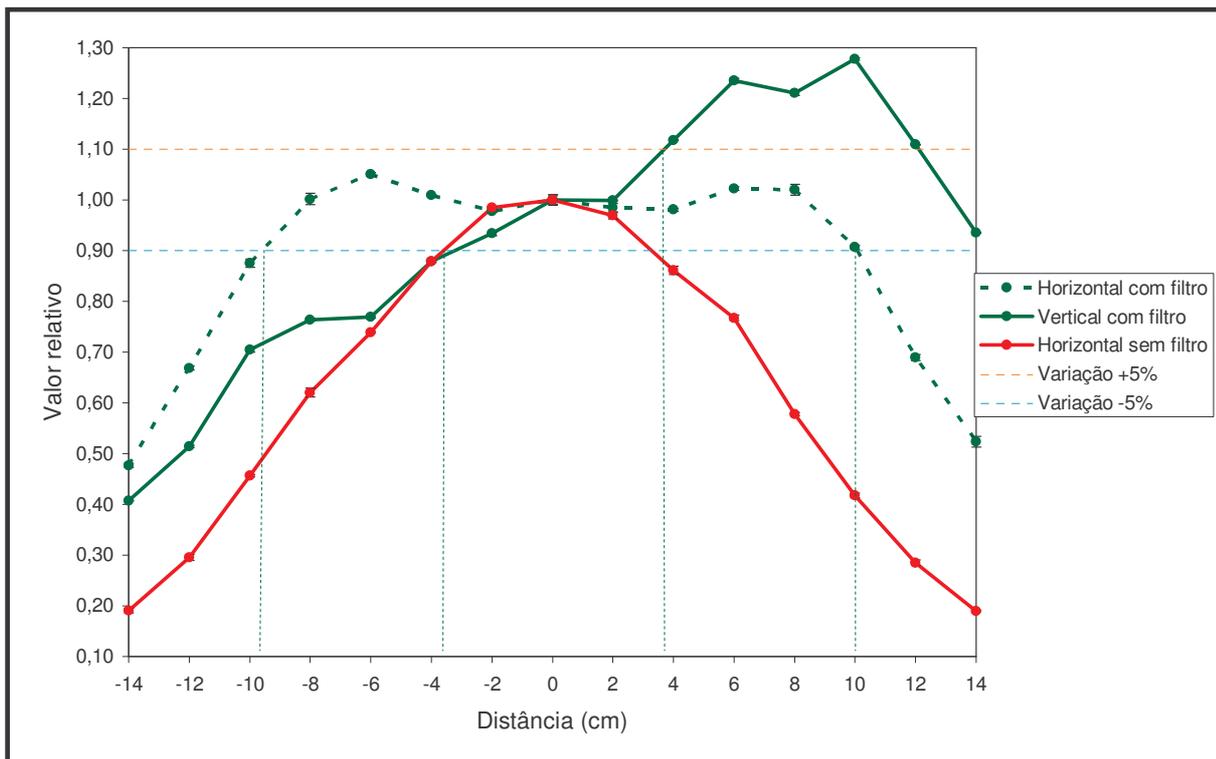


FIGURA 20 - Uniformidade do campo de radiação para a fonte de  $^{147}\text{Pm}$ , no sistema BSS2.

A necessidade do filtro homogeneizador no aumento da área uniforme do campo é demonstrada na FIG. 20, evidenciando a dificuldade de posicionamento da câmara no eixo vertical.

O resultado obtido para a uniformidade de campo com a fonte de  $^{147}\text{Pm}$ , no sistema padrão secundário beta BSS2, é um campo de 7,2 cm de diâmetro, podendo ser de 19,2 cm de diâmetro se for considerado somente o eixo horizontal, poderá ser considerado uniforme, conforme a ISO 6980-1 (ISO, 2001).

#### 4.4 Uniformidade do campo de radiação beta na superfície do fantoma

A uniformidade do campo de radiação beta na superfície do fantoma foi avaliada com detectores termoluminescentes.

Foram utilizadas as fontes de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ ,  $^{85}\text{Kr}$  e  $^{147}\text{Pm}$  do sistema padrão secundário beta BSS2 e o objeto simulador tipo placa de PMMA, de 2,5 cm de espessura e superfície de área representando o tronco de 30 cm x 30 cm.

Foram utilizados 21 detectores termoluminescentes de sulfato de cálcio, grafitados, ativados com disprósio,  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ , conforme descrito no item 3.3, colocados dentro de um invólucro de plástico de  $7 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$  de espessura, que foi posicionado no fantoma para irradiação. Testes de seleção, confiabilidade e calibração do sistema de dosimetria TL são descritos no anexo A e B.

Para que os detectores termoluminescentes apresentem a mesma leitura para uma determinada exposição à radiação, foi aplicado o fator de sensibilidade de cada detector TL ( $FS_i$ ), a fim de estabelecer a mesma eficiência TL para todos.

O  $FS_i$  é definido de acordo com a relação:

$$FS_i = \frac{C}{L_i} \quad (4.4.1)$$

onde,  $L_i$  corresponde à leitura em mGy de cada detector do grupo selecionado, exposto à radiação com um valor verdadeiro convencional C da grandeza de interesse.

O fator de sensibilidade individual para cada detector foi calculado, conforme a equação 4.4.1, para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem e com filtro homogeneizador e  $^{85}\text{Kr}$ , com filtro homogeneizador, à distância fonte/detector foi de 30 cm, e a dose na

superfície do fantoma de 10 mGy ( $\pm 2\%$ ), em um campo de radiação de 8 cm, 12 cm e 20 cm de diâmetro respectivamente. Para a fonte de  $^{147}\text{Pm}$ , com filtro homogeneizador, à distância fonte/detector foi de 20 cm, com uma dose na superfície do fantoma de 10 mGy ( $\pm 2,8\%$ ), em um campo de radiação de 7 cm de diâmetro. O fator de sensibilidade é demonstrado na tabela 9 para cada uma das fontes do sistema padrão secundário beta BSS2.

TABELA 9 – Fator de sensibilidade individual dos detectores TL para as fontes do sistema BSS2.

Detector	$\text{FS}_i^{90\text{Sr}/90\text{Y}}$ sem filtro	$\text{FS}_i^{90\text{Sr}/90\text{Y}}$ com filtro	$\text{FS}_i^{85\text{Kr}}$	$\text{FS}_i^{147\text{Pm}}$
1	1,11	1,12	1,13	0,98
2	1,21	1,22	1,34	1,16
3	1,16	1,16	1,21	1,16
4	0,80	0,80	0,82	0,77
5	0,79	0,76	0,81	0,70
6	0,81	0,83	0,79	0,87
7	0,85	0,86	0,87	0,85
8	1,12	1,12	1,16	1,14
9	0,85	0,88	0,92	0,90
10	0,71	0,70	0,72	0,64
11	1,15	1,16	1,18	1,16
12	0,84	0,84	0,87	0,80
13	1,07	1,07	1,10	1,14
14	0,76	0,75	0,73	0,71
15	0,76	0,78	0,76	0,89
16	1,02	1,02	1,04	1,02
17	0,75	0,78	0,76	0,80
18	0,92	0,89	0,93	0,86
19	1,02	1,03	1,05	1,09
20	0,59	0,60	0,58	0,74
21	0,78	0,78	0,70	0,77

A variação entre os fatores de sensibilidade para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro, foi de 0,59 a 1,21, uma diferença de 104%, podendo chegar a 129% para a fonte de  $^{85}\text{Kr}$ . Devido à grande variação no fator de sensibilidade dos detectores, a importância da aplicação deste fator é fundamental.

O  $\text{FS}_i$  para um mesmo detector irradiado com a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem ou com filtro, teve uma variação máxima de 3,8%, que está dentro da reprodutibilidade dos detectores.

O  $\text{FS}_i$  para um mesmo detector irradiado com a fonte de  $^{85}\text{Kr}$ , em relação ao  $\text{FS}_i$  obtido com a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , teve uma variação máxima de 5%, com exceção dos detectores 2, 9, 21. Isto pode ser justificado por falhas no sistema de posicionamento dos detectores no fantoma.

O  $\text{FS}_i$  para o mesmo detector irradiado com a fonte de  $^{147}\text{Pm}$ , em relação ao  $\text{FS}_i$  obtido com a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , teve uma variação máxima de 23,9%, somente 9 detectores obtiveram variação máxima de 5%, isto pode ter ocorrido devido ao procedimento de posicionamento dos detectores no objeto simulador ou do objeto simulador em relação ao feixe de radiação.

Considerando-se os resultados decidiu-se utilizar, para determinação do campo de radiação, os  $\text{FS}_i$  dos detectores obtidos para cada fonte de radiação beta.

#### 4.4.1 Uniformidade do campo de radiação para a fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$

Para obter a uniformidade de campo de radiação para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  foram utilizados 21 detectores, posicionados em forma de cruz, no eixo horizontal e vertical, na superfície do fantoma, envoltos em um invólucro de plástico de  $7\text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ , com uma distância entre cada detector de 2 cm.

A variação de leitura dos detectores TL, em relação ao centro do eixo, é demonstrada nas FIG. 21 e 22, para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro homogeneizador, na distância fonte/detector de 30 cm, para uma dose na superfície do fantoma de 10 mGy ( $\pm 2\%$ ). A barra de incerteza representa a reprodutibilidade individual dos detectores que variou de 1,71% a 5,03%. A linha tracejada vertical representa o tamanho do campo para a uniformidade com variação de  $\pm 5\%$ .

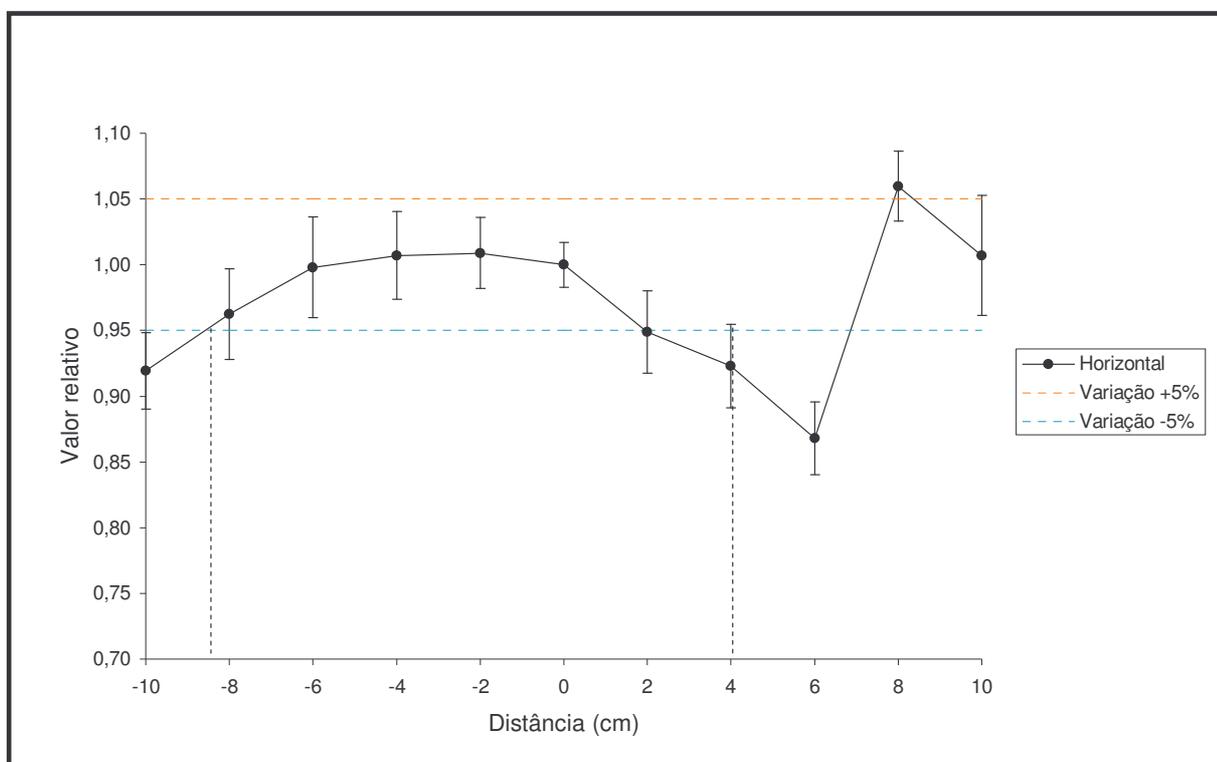


FIGURA 21 – Uniformidade horizontal do campo de radiação do  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2.

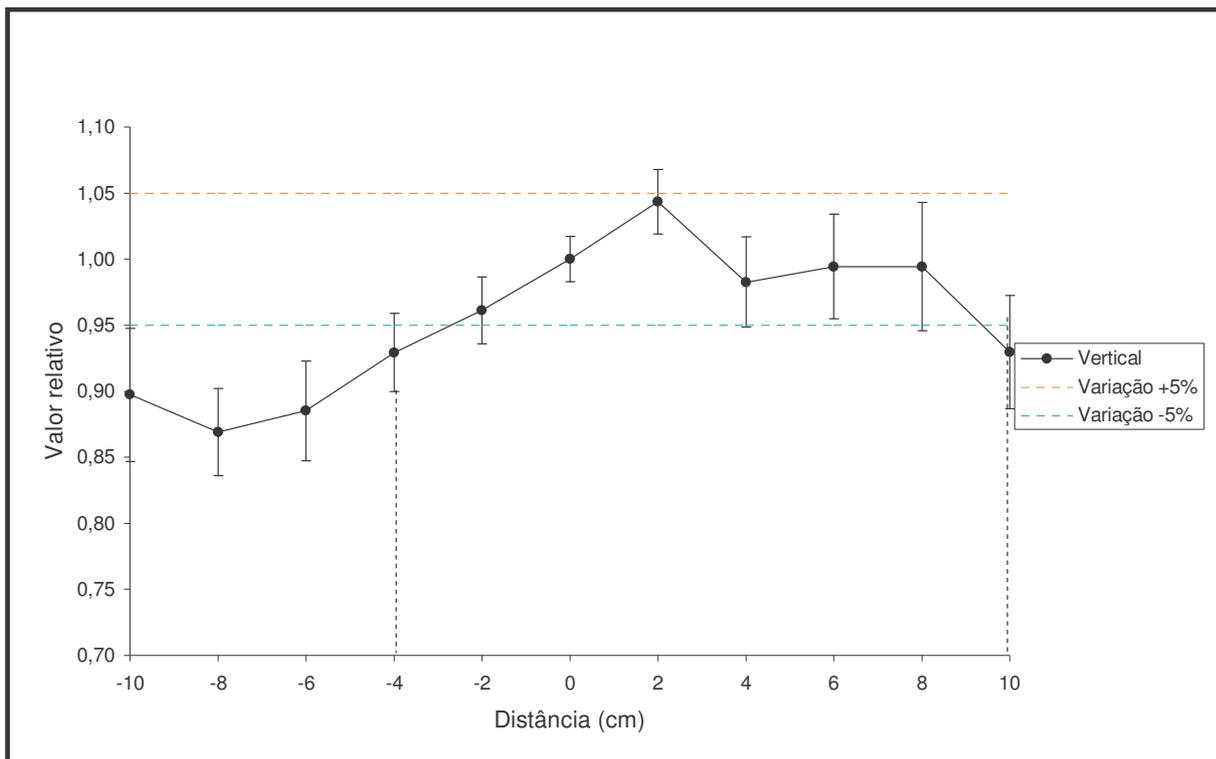


FIGURA 22 – Uniformidade vertical do campo de radiação do  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2.

Na uniformidade do campo de radiação no eixo horizontal (Fig. 21) os detectores posicionados na distância 8 e 10 cm, em relação ao centro, obtiveram uma leitura inesperada. O motivo para isto pode ter sido no procedimento de posicionamento dos detectores, pois na uniformidade de campo no eixo vertical isto não ocorre.

O campo de radiação no eixo horizontal parece que está deslocado para a esquerda e no eixo vertical para a direita, isto pode ter ocorrido devido ao fantoma não estar, exatamente, perpendicular ao feixe de radiação.

A uniformidade do campo de radiação obtida com o uso de detectores TL na superfície do fantoma, foi de 8 cm de diâmetro, em relação ao centro do feixe, para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro homogeneizador. Este resultado é similar ao diâmetro do campo de radiação de 8,6 cm, obtido com a câmara de ionização.

Para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , com filtro homogeneizador, as FIG. 23 e 24 são obtidas de forma similar, na distância fonte/detector de 30 cm. A barra de incerteza representa a reprodutibilidade individual dos detectores que variou de 1,71% a 5,03%.

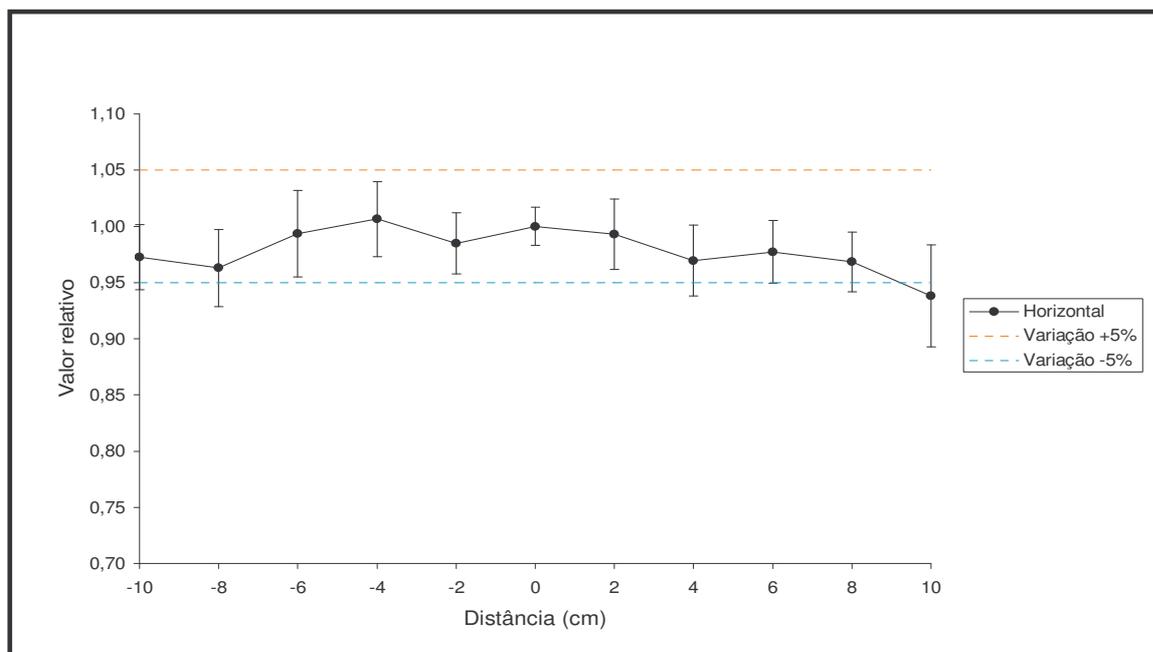


FIGURA 23– Uniformidade horizontal do campo de radiação do  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , com filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2.

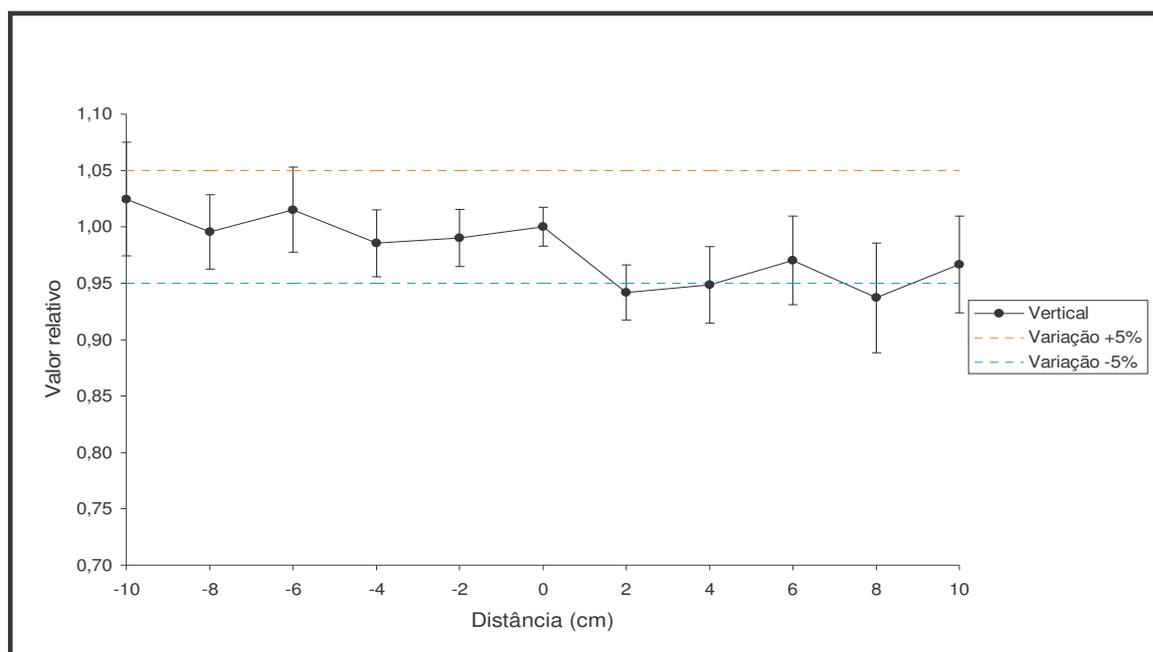


FIGURA 24 – Uniformidade vertical do campo de radiação do  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , com filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2.

A uniformidade do campo obtido com o uso de detectores TL na superfície do fantoma, foi de 20 cm de diâmetro para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , com filtro homogeneizador, com variação de  $\pm 5\%$ . Este resultado evidencia que o diâmetro do campo de radiação na superfície do fantoma é maior do que 12,9 cm, obtido no ar.

#### **4.4.2 Uniformidade do campo de radiação para a fonte de $^{85}\text{Kr}$**

Para a uniformidade de campo com a fonte de  $^{85}\text{Kr}$ , a irradiação dos detectores foi executada de forma similar à da fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ ; esta é demonstrada nas FIG. 25 e 26. A barra de incerteza representa a reprodutibilidade individual dos detectores que variou de 1,71% a 5,03%.

A leitura realizada na distância -4 cm no eixo horizontal está totalmente fora da normalidade, podendo o detector ter sido irradiado do lado contrário, seu valor relativo foi de 0,40.

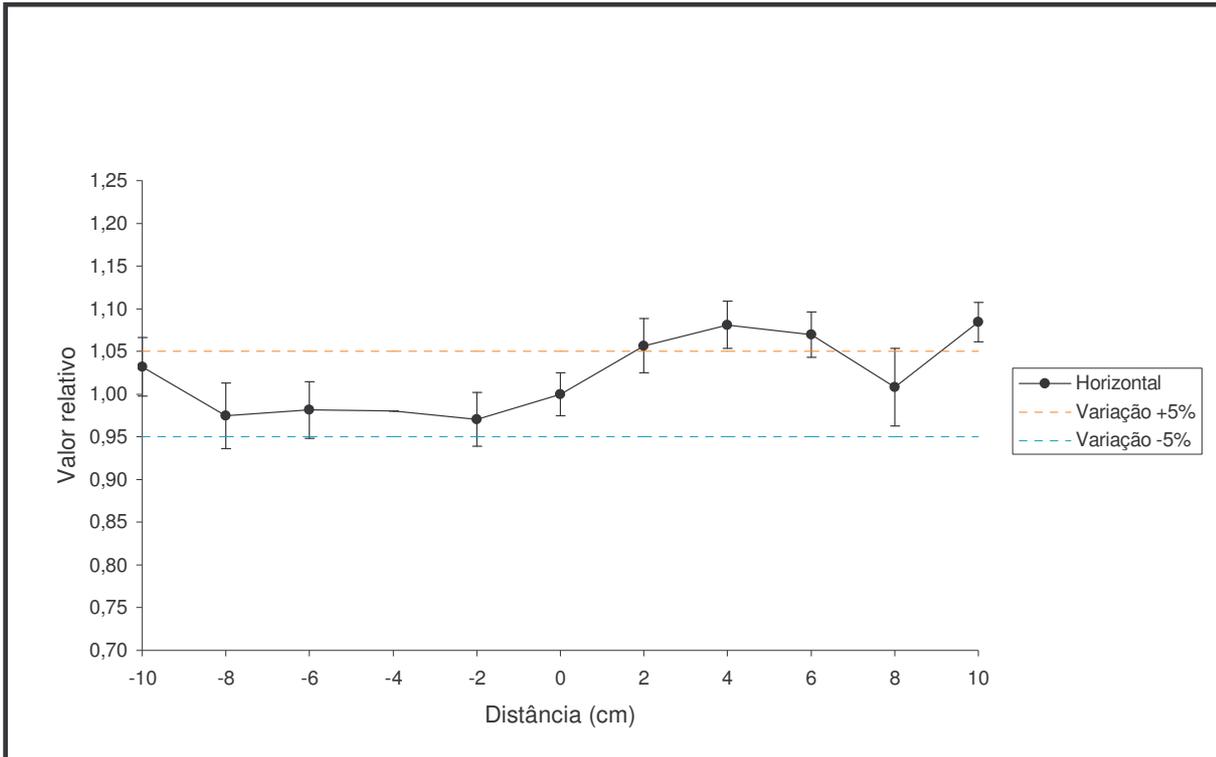


FIGURA 25 – Uniformidade horizontal do campo de radiação do  $^{85}\text{Kr}$ , com filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2.

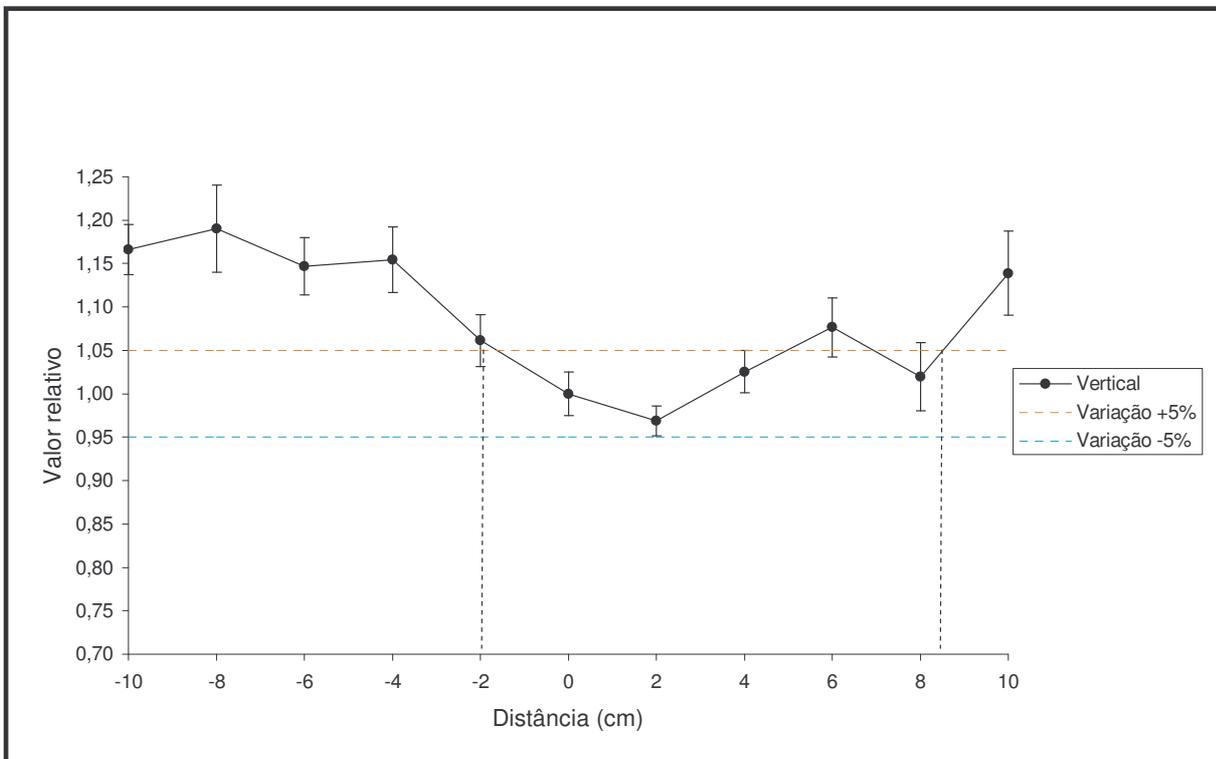


FIGURA 26 - Uniformidade vertical do campo de radiação do  $^{85}\text{Kr}$ , com filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2.

O resultado da uniformidade do campo com o uso de detectores TL na superfície do fantoma para a fonte de  $^{85}\text{Kr}$ , com filtro homogeneizador, foi de 20 cm de diâmetro, com variação de  $\pm 5\%$ , desconsiderando os resultados no eixo vertical. Este resultado demonstra que o tamanho do campo de radiação é o mesmo, obtido na superfície do fantoma e no ar.

#### **4.4.3 Uniformidade do campo de radiação para a fonte de $^{147}\text{Pm}$**

Para a uniformidade de campo com a fonte de  $^{147}\text{Pm}$ , com filtro homogeneizador, o procedimento foi similar às demais fontes; esta é demonstrada nas FIG. 27 e 28. A barra de incerteza representa a reprodutibilidade individual dos detectores que variou de 1,71% a 5,03%.

As leituras realizadas tanto no eixo horizontal quanto no vertical mostram evidentes flutuações.

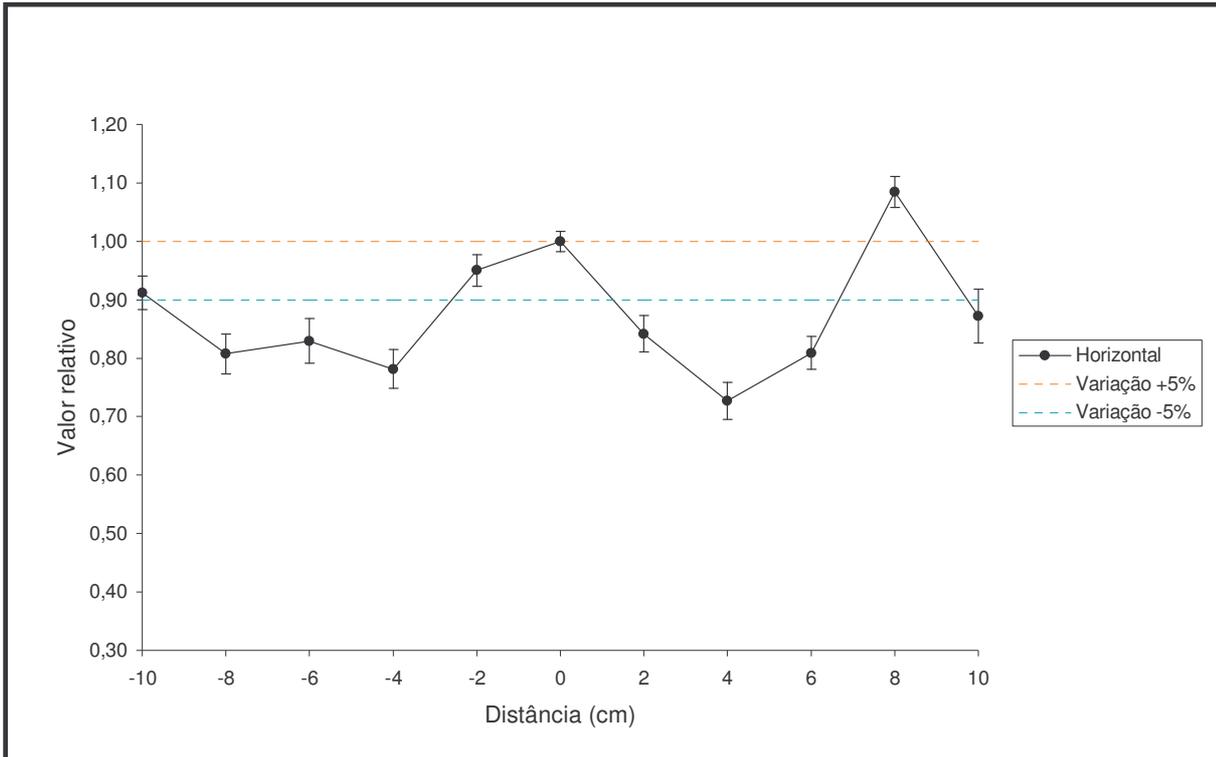


FIGURA 27 - Uniformidade horizontal do campo de radiação do  $^{147}\text{Pm}$ , com filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2.

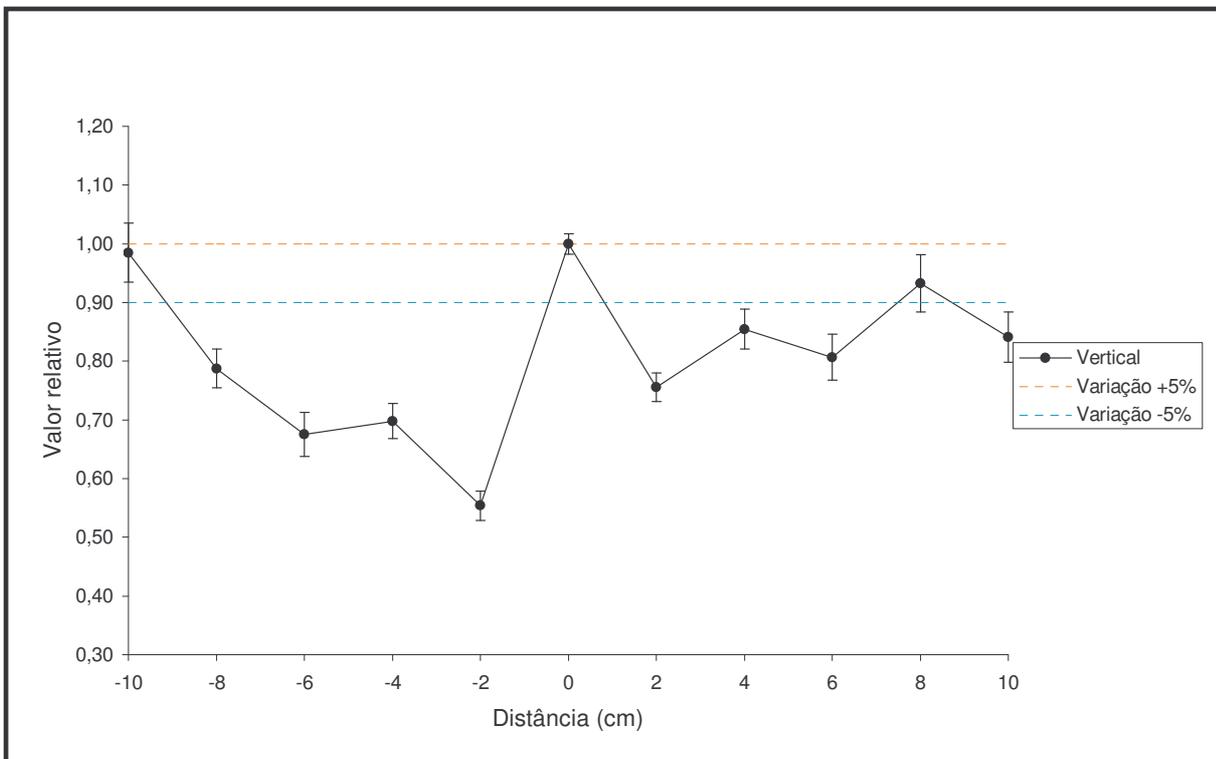


FIGURA 28 - Uniformidade vertical do campo de radiação do  $^{147}\text{Pm}$ , com filtro, na superfície do fantoma, no sistema BSS2.

Não foi possível verificar a uniformidade do campo de radiação para a fonte de  $^{147}\text{Pm}$ , com os detectores TL na superfície do fantoma, devido às grandes flutuações observadas causadas possivelmente pela dificuldade de posicionamento dos detectores no fantoma, a grande variação dos fatores de sensibilidade dos detectores e do posicionamento do fantoma.

#### **4.5 Coerência metrológica entre os sistemas BSS1/CDTN e BSS2**

A coerência metrológica, entre os sistemas BSS1/CDTN e BSS2, em termos de dose absorvida na superfície do fantoma e no ar, foi verificada através de testes de comparação utilizando a mesma metodologia e o mesmo instrumento de medida.

Para a verificação da coerência metrológica em termos de dose absorvida na superfície do fantoma foram utilizados 16 detectores de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  grafitados, colocados individualmente em um invólucro de plástico de  $7 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ , fabricado pela Harshaw, e posicionados na superfície do fantoma. Foi utilizada a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro, com uma dose de 10 mGy, a uma distância fonte/detector de 30 cm em ambos os sistemas padrões secundários beta BSS1 e BSS2, instalados no CDTN.

A comparação em termos de dose absorvida na superfície do fantoma no sistema padrão secundário beta BSS1 e BSS2 é apresentada na FIG. 29. A barra de incerteza representa a reprodutibilidade individual dos detectores que variou de 1,71% a 5,03%.

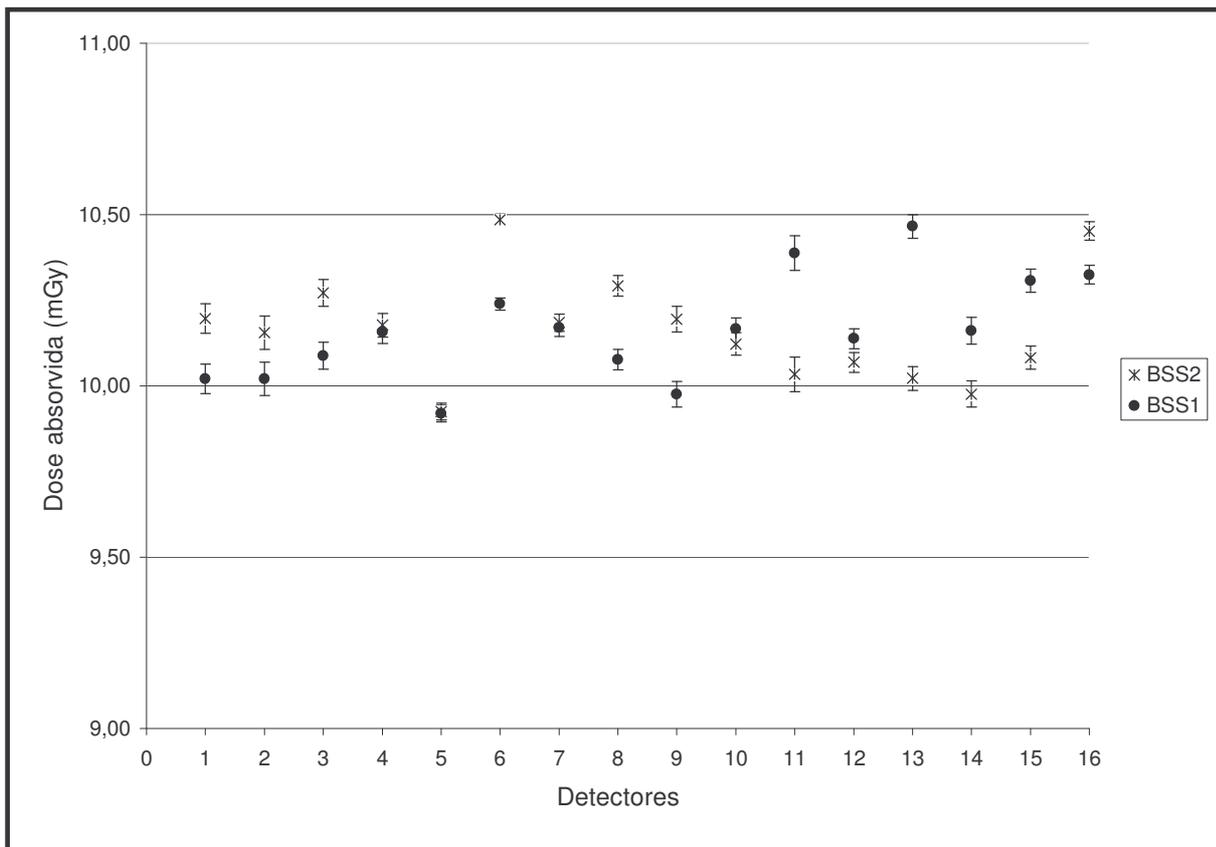


FIGURA 29 – Coerência metrológica em termos de dose absorvida na superfície do fantoma no sistema BSS1/CDTN e BSS2 para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ .

No sistema BSS1 o valor médio da dose foi de 10,16 mGy com um desvio padrão de 1,53%; no sistema BSS2 o valor médio da dose foi de 10,16 mGy com um desvio padrão de 1,49%. Os resultados sugerem a perfeita coerência em termos de dose absorvida na superfície do fantoma entre os dois sistemas, porém se os dados forem analisados individualmente, a diferença no valor da dose absorvida entre os sistemas alcançou valor máximo de 4,4%. Este resultado é coerente com as incertezas associadas à metodologia adotada.

A coerência metrológica em termos de dose absorvida no ar nos dois sistemas foi verificada com a câmara de ionização Radcal 10x5-6M, para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro homogeneizador, a uma distância fonte/detector de 30 cm para uma dose absorvida de 1,173 mGy. A câmara foi posicionada em seu centro

geométrico, com a janela perpendicular ao feixe de radiação e 10 leituras foram realizadas em cada sistema. Os resultados obtidos nos dois sistemas são apresentados na tabela 10.

TABELA 10 – Coerência metrológica em termos de dose absorvida no ar para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  nos sistemas BSS1/CDTN e BSS2.

Sistema	Leitura (mGy)	Desvio padrão (%)
BSS1/CDTN	1,058	0,21
BSS2	1,092	0,14

A leitura da câmara no sistema BSS1 foi de 1,058 mGy com um desvio padrão de 0,21% e no sistema BSS2 foi de 1,092 mGy com um desvio padrão de 0,14%. A diferença encontrada em relação ao sistema BSS2 foi de -3,16%, que evidencia a necessidade de maior investigação para descobrir a causa da mesma.

#### 4.6 Coerência metrológica entre os sistemas BSS1/IPEN e BSS2

##### 4.6.1 Coerência metrológica em termos de dose absorvida no ar

A verificação da coerência metrológica em termos de dose absorvida no ar, entre os sistemas BSS1, instalado no IPEN, e BSS2, foi verificada com a câmara de ionização Radcal 10x5-6M, para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ . A câmara de ionização foi posicionada em seu centro geométrico, com a janela perpendicular ao feixe de radiação, conforme FIG.30 e realizada 10 leituras para cada posicionamento.



FIGURA 30 – Posicionamento da câmara de ionização para medidas comparativas, no sistema BSS1 no IPEN.

O sistema BSS1/IPEN é semelhante ao sistema BSS1/CDTN descrito no item 3.2, salvo a fonte de  $^{204}\text{Tl}$  e de  $^{147}\text{Pm}$  que ainda estão ativas e seu sistema de posicionamento que foi aprimorado no laboratório.

A comparação em termos de dose absorvida no ar, fornecida pela média das 10 leituras da câmara, é demonstrada na tabela 11 com a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  nas distâncias fonte/detector de 11 cm, sem filtro homogeneizador para uma dose de 8,616 mGy; 30 cm, sem filtro homogeneizador para uma dose de 1,173 mGy; 50 cm, sem filtro homogeneizador para uma dose de 0,419 mGy e 30 cm, com filtro homogeneizador para uma dose de 0,312 mGy. A variação entre as leituras foi dada pelo desvio padrão.

TABELA 11 – Comparação em termos de dose absorvida no ar entre os sistemas BSS1/IPEN e BSS2, para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ .

Sistema	Distância fonte/detector (cm)	Filtro	Leitura (mGy)	Desvio padrão (%)
BSS1/IPEN	11	não	9,171	0,03
BSS2	11	não	8,875	0,13
BSS1/IPEN	30	não	1,213	0,06
BSS2	30	não	1,092	0,14
BSS1/IPEN	30	sim	0,304	0,14
BSS2	30	sim	0,282	0,49
BSS1/IPEN	50	não	0,415	0,09
BSS2	50	não	0,369	0,18

Nas leituras realizadas no sistema BSS2 o desvio padrão em todos os posicionamentos foi maior do que o desvio padrão obtido no sistema BSS1/IPEN, possivelmente por uma não estabilidade da câmara devido às variações na temperatura ambiente.

Para a distância fonte/detector de 11 cm a diferença entre o BSS1/IPEN e BSS2 foi de 3,3%; para a distância de 30 cm, sem filtro, a diferença foi de 11,1%; na distância de 30 cm, com filtro, a diferença foi de 7,9% e na distância de 50 cm, sem filtro, a diferença foi de 12,5%.

Os resultados evidenciam uma não coerência metrológica entre os dois sistemas que precisa ser investigada com equipamentos mais adequados.

#### 4.6.2 Coerência metrológica em termos de dose absorvida na superfície do fantoma

Para a verificação da coerência metrológica em termos de dose absorvida na superfície do fantoma, foram utilizados 14 detectores de  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$  grafitados, conforme descrito no item 3.3. Cinco detectores foram irradiados com a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , com filtro homogeneizador, cinco, sem filtro homogeneizador, na distância fonte/detector de 30 cm, com uma dose de 10 mGy e quatro detectores para medida da radiação de fundo para fins de correção.

No experimento realizado no IPEN os detectores foram irradiados no sistema BSS1 e após cinco dias foram lidos na leitora Harshaw 4500, descrita no item 3.3. O mesmo procedimento foi realizado no CDTN, quando da irradiação no sistema BSS2.

A comparação em termos de dose absorvida na superfície do fantoma entre os dois sistemas é demonstrada na tabela 12. A variação nas leituras é dada pelo desvio padrão.

TABELA 12 – Comparação em termos de dose absorvida na superfície do fantoma entre os sistemas BSS1/IPEN e BSS2 com a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ .

Sistema	Filtro	Leitura média (mGy)	Desvio padrão (%)
BSS1/IPEN	não	11,17	2,89
BSS2	não	9,59	3,57
BSS1/IPEN	sim	11,05	2,15
BSS2	sim	10,03	1,59

Para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro, a leitura média dos detectores irradiados no IPEN foi de 11,17 mGy e para os irradiados no CDTN foi de 9,59 mGy,

correspondendo a uma diferença em relação ao BSS2 de 16,5%. Para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , com filtro, a leitura média dos detectores irradiados no IPEN foi de 11,05 mGy e para os irradiados no CDTN foi de 10,03 mGy, correspondendo a uma diferença de 10,1%.

Para monitoração individual e de área estes valores são aceitáveis, mas para fins de calibração de detectores e para medidas em feixes diretos para aplicações médicas há necessidade de maior investigação com sistemas de medidas mais adequados.

## *CAPÍTULO V*

## 5 Conclusão

O sistema padrão secundário beta BSS2 foi implantado no Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear, através de uma avaliação metrológica quando foi avaliada a influência da abertura e fechamento do obturador na dose final de irradiação, a reprodutibilidade da geometria de posicionamento da câmara de ionização, a uniformidade do campo de radiação beta gerado por cada fonte e a coerência metrológica entre os sistemas padrão secundário beta, BSS2 e BSS1/CDTN e BSS2 e BSS1/IPEN em termos de dose absorvida na superfície do fantoma e no ar.

A influência da abertura e fechamento do obturador na dose final de irradiação constatou que o tempo mínimo para irradiar uma amostra no sistema padrão secundário beta BSS1/CDTN é de 6 segundos, para um desvio de 0,38% e no sistema padrão secundário beta BSS2, o tempo mínimo de irradiação deve ser de 15 segundos, para um desvio de 1,17%.

A reprodutibilidade da geometria no posicionamento da câmara de ionização evidencia o melhor posicionamento no sistema BSS2, devido ao encaixe da fonte no obturador e ao posicionamento no eixo principal.

A uniformidade do campo de radiação beta, obtido com câmara de ionização para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , com variação de  $\pm 5\%$ , na distância fonte/detector de 20 cm, sem filtro homogeneizador, foi de 5,6 cm de diâmetro; na distância de 30 cm, sem filtro, foi de 8,6 cm de diâmetro; na distância de 50 cm, sem filtro, de 10,8 cm de diâmetro; na distância de 30 cm, com filtro homogeneizador, de 12,9 cm de diâmetro. Para a fonte de  $^{85}\text{Kr}$ , com filtro homogeneizador, na distância de 30 cm, a

uniformidade do campo de radiação beta com variação de  $\pm 5\%$ , foi de 20,9 cm de diâmetro. Para a fonte de  $^{147}\text{Pm}$ , com filtro homogeneizador, na distância de 20 cm, a uniformidade do campo de radiação beta com variação de  $\pm 10\%$ , foi de 7,2 cm de diâmetro, podendo ser de 19,2 cm de diâmetro se for considerado somente o resultado no eixo horizontal.

A uniformidade do campo de radiação beta obtida com o uso de detectores TL na superfície do fantoma, para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , na distância de 30 cm, sem filtro homogeneizador, com variação de  $\pm 5\%$ , foi de 8 cm de diâmetro; com filtro homogeneizador, o tamanho do campo foi de 20 cm de diâmetro. Para a fonte de  $^{85}\text{Kr}$ , com filtro homogeneizador, na distância de 30 cm, com variação de  $\pm 5\%$ , o tamanho do campo foi de 20 cm de diâmetro. Para a fonte de  $^{147}\text{Pm}$  não foi possível medir a uniformidade do campo devido à dificuldade de posicionamento do fantoma em relação ao feixe de radiação e as grandes flutuações dos fatores de sensibilidade individuais dos detectores.

O teste de coerência metrológica entre os sistemas padrão secundário beta BSS1/CDTN e BSS2, em termos de dose absorvida na superfície do fantoma, constatou que os resultados são coerentes, a média nas leituras dos detectores foi à mesma nos dois sistemas, 10,16 mGy e o desvio foi de 1,53% para o sistema BSS1 e 1,49% no sistema BSS2.

O teste de coerência metrológica entre os sistemas padrão secundário beta BSS1/CDTN e BSS2, em termos de dose absorvida no ar, obteve uma diferença em relação ao sistema BSS2 de -3,16%, que evidencia a necessidade de maior investigação para descobrir a causa da mesma.

O teste de coerência metrológica entre os sistemas padrão secundário beta BSS1/IPEN e BSS2, em termos de dose absorvida no ar, obteve para a fonte de

$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro homogeneizador, na distância de 11 cm, uma diferença de 3,3%; para a distância de 30 cm, sem filtro, a diferença foi de 11,1%; na distância de 30 cm, com filtro, a diferença foi de 7,9% e na distância de 50 cm a diferença foi de 12,5%. Os resultados evidenciam uma não coerência metrológica entre os dois sistemas que precisa ser investigada.

O teste de coerência metrológica entre os sistemas padrão secundário beta BSS1/IPEN e BSS2, em termos de dose absorvida na superfície do fantoma, obteve para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , na distância de 30 cm, sem filtro, uma diferença de 16,5% e para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , com filtro, a diferença foi de 10,1%.

Para monitoração individual e de área estes valores são aceitáveis, mas para fins de calibração de detectores e para medidas em feixes diretos para aplicações médicas há necessidade de maior investigação.

## Referências

AEA TECHNOLOGY. Operation manual beta secondary **Standard 2 BSS2**, Braunschweig, Germany, 2000.

ALEXAKHIN, R. M.; FESENKO, S. V.; SANZRAHOVA N. I. Serious radiation accidents and the radiological impact on agriculture. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 64 (1-2), p. 37-42, 1996.

BEREJKA, A. J.; EBERLE C. Electron beam curing of composites in North America. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 63, p. 551-556, 2002.

BÖHM, J. Standardization and calibration in beta dosimetry. In; INTERNATIONAL BETA DOSIMETRY SYMPOSIUM, 1983, Washington, **Proceedings...** Washington, 1983.

CALDAS, L. V. E. **Alguns métodos de calibração e de dosimetria da radiação beta**, 1980. Tese (doutorado em física nuclear) Instituto de Física da Universidade de São Paulo/IFUSP, 1980.

COMITE DE AVALIAÇÃO DE SERVIÇOS DE MONITORAÇÃO INDIVIDUAL EXTERNA. **Desempenho de sistemas de monitoração individual: Critérios e condições**. Rio de Janeiro: IRD, 1995.

CHRISTENSEN, P.; BOHM, J.; FRANCIS, T. Measurement of absorbed dose to tissue in a slab phantom for beta radiation incident at various angles. In: *Beta Dosimetry*. **CEC Fifth Information Seminar on the Radiation Protection Dosimeter Intercomparison Programme**. Bologna, 25–27, 1987. Report EUR 11363, pp. 39–75 (1988).

DAROS, K.A.C.; CAMPOS, L.L.; MEDEIROS, R.B. TL response study of the CaSO<sub>4</sub>:Dy pellets with graphite for dosimetry in beta radiation and low-energy photons fields. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 54, n.6, p. 957-960, 2001.

DIAS, S. K; CALDAS, L. V. E. Characteristics of an extrapolation chamber for beta ray protection level measurements. **Journal of Applied Physics**, v. 86, n. 1, p. 671-673, 1999.

HARSHAW TLD BICRON. **Model 4500 Manual TLD Reader with WinRems: operator's manual**. 1 v. Solon, Ohio, 2001.

HELMSTADTER, K. et al. Intercomparison of extrapolation chamber measurements of the directional absorbed dose rate for  $^{204}\text{Tl}$  beta radiation. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 63, n. 4, pp. 293-298, 1996.

INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. Portaria n. 029, de 10 de março de 1995.

IAEA (1991b). INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. INTERNATIONAL CHERNOBYL PROJEC – INTERNATIONAL CONFERENCE ASSESSMENT OF RADIOLOGICAL CONSEQUENCES AND EVALUATION OF PROTECTIVE MEASURES, 21-24 May, 1991, Vienna. **Proceedings....** Vienna: IAEA, 1991. (b) 93 p.

IAEA-TECDOC-1274. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy: Guidelines on standardized procedures at secondary standards dosimetry laboratories (SSDLs) and hospitals, IAEA, Vienna, 2002.

IAEA (1986). INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Summary report on the post-accident review meeting on the Chernobyl accident. Vienna: IAEA, (Safety series 75), 1986.

IAEA (1991a). INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **The international Chernobyl project: an overview. Assessment of radiological consequences and evaluation of protective measures**. Vienna: IAEA, 1991. (a) 57 p.

ICRP (1991). INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **Annals of the ICRP**, v.21, n. 1/3, 201p. 1991. (ICRP Publication 60).

ICRU (1997). INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry**. Bethesda: ICRU, 1993. (ICRU report 51).

ICRU (1993). INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Dosimetry of external beta rays for radiation protection**. Bethesda: ICRU, 1997. (ICRU report 56).

ISO (1997). INTERNATIONAL STANDARTIZATION ORGANIZATION. **ISO 12794-1: Thermoluminescence dosimeters for extremities and eyes**, Geneva, 1997

ISO (2001). INTERNATIONAL STANDARTIZATION ORGANIZATION. **ISO 6980-1: Reference beta particle radiations: methods of production**, Geneva, 2001.

ISO (1999). INTERNATIONAL STANDARTIZATION ORGANIZATION. **ISO 6980-2.4: Reference beta particle radiations: calibration fundamentals related to basic quantities characterizing the radiation field**, Geneva, 1999.

ISO (2001). INTERNATIONAL STANDARTIZATION ORGANIZATION. **ISO 6980-3.6: Calibration of area and personal dosimeters and the determination of their response as a function of beta radiation energy and angle of incidence**, Geneva, 2001.

MALHEIROS E. A., **Caracterização e calibração de dosímetros de extremidade para feixes de radiação beta em termos do equivalente de dose pessoal**, 2002 (Tese de mestrado) Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

MAREL J. V. D.; DIJK E. V. Development of a dutch primary standard for beta emitting brachytherapy sources (IAEA-CN-96/71) Standards and codes of practice in – medical radiation dosimetry v. 2, **International Atomic Energy Agency**, 2003

MILL A. J.; DARLEY P. J.; CHARLES M. W. Stochastic risks from “hot particle” skin exposures. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 92, p. 151-160, 2000.

MIYAMOTO K.; TAKEDA H.; NISHIMURA Y.; YUKAWA M.; WATANABE Y.; ISHIGURE N.; KOUNO F.; KURODA N. E AKASHI M. Validation and verification of the ICRP biokinetic model of  $^{32}\text{P}$ : The criticality accident at Tokai-Mura, Japan. **Radiation Protection Dosimetry**. 105 (1–4), pp. 199–208, 2003.

NE TECHNOLOGY LIMITED, Instruction manual for 2575 600cc thin window ionization chamber and 2576 stability check source, Berkshire, Inglaterra, 1995.

OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E. Calibração de um aplicador dermatológico de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ . **Revista Brasileira de Pesquisa e Desenvolvimento**, Rio de Janeiro, v. 4, n. 3, p. 898-901, 2002.

OLIVEIRA, M. L.; CALDAS, L. V. E. Performance of different thermoluminescence dosimeters in  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$  radiation fields. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 111, n. 1, p. 17-20, 2004.

PRUIT J.S.; SOARES C. G.; EHRLICH M. Calibration of beta-particle radiation instrumentation and sources. NIST Special Publication 250-21, Gaithersburg, MD, 1988.

PSZONA S.; KOCIK B.; WINCEL. K.; ZAREBA B.; BULSKI W. New approach for standardizing absorbed dose from beta radioactive wires and seeds used for intravascular brachytherapy (IAEA-CN-96/88P) Standards and codes of practice in – medical radiation dosimetry v. 2, **International Atomic Energy Agency**, 2003.

QUAST U.; BOHM J., KAULICH T. W. The need for international standardization in clinical beta dosimetry for brachytherapy (IAEA-CN-96/73) Standards and codes of practice in – medical radiation dosimetry v. 2, **International Atomic Energy Agency**, 2003.

RADCAL RADIATION MONITOR CONTROLLER 9015. Manual Radiation Monitor Controller da Radcal Corporation, U.S.A., abril, 1994.

REECE, W. D. Experiences and problems of skin irradiation due to hot particles at workplaces in the United States. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 39, p. 165-171, 1991.

ROCHA, F. D. G.; CALDAS, L. V. E. Alternative test conditions of beta-gamma monitors in beta radiation fields. **Journal of Radiological Protection**, Inglaterra, v. 17, n. 2, p. 105-109, 1997.

SILVA, T.A. **Variação angular dos equivalentes de dose em campos externos de elétrons**. 1996. 94f. Tese (Doutorado em Engenharia Nuclear) – Universidade Federal do Rio de Janeiro/COPPE, Rio de Janeiro, 1996.

SOARES C. G.; TOLLI H.: Source specification and codes of practice for brachytherapy dosimetry (IAEA-CN-96/70) Standards and codes of practice in – medical radiation dosimetry v. 2, **International Atomic Energy Agency**, 2003.

ZAYKINA R. F.; ZAYKIN Yu. A.; MIRKIN G.; NADIROV N. K. Prospects for irradiation processing in the petroleum industry. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 63, p. 617-620, 2002.

ZYBALL, A. Irradiation technology – industrial use. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 46, n. 4-6, p. 449-452, 1995.

*ANEXOS*

## **A Desempenho de detectores termoluminescentes grafitados de sulfato de cálcio (CaSO<sub>4</sub>:Dy)**

Com a finalidade de selecionar e testar a confiabilidade dos detectores de CaSO<sub>4</sub>:Dy grafitados, foram realizados testes preliminares, tais como reprodutibilidade e homogeneidade para feixes de radiação beta e gama e limite inferior de detecção e calibração para feixes de radiação beta.

### **A.1 Avaliação dos detectores TL em feixes de radiação gama**

#### **A.1.1 Reprodutibilidade dos detectores TL**

Assegurar que o sistema dosimétrico seja reprodutível, isto é, apresente a mesma resposta para uma mesma dose é o objetivo da investigação da reprodutibilidade dos detectores TL (CASMIE, 1995).

Para verificar a reprodutibilidade foram utilizados 95 detectores TL de CaSO<sub>4</sub>:Dy grafitados, descritos no capítulo 3, item 3.3. A reprodutibilidade de cada detector TL foi avaliada tomando por base as leituras do mesmo obtidas com 10 irradiações sucessivas com 5 mGy de kerma no ar em um feixe de radiação gama, do <sup>137</sup>Cs. Para eliminar influência de sinais residuais, antes de cada irradiação os detectores TL foram submetidos a um tratamento térmico por 15 min a 300°C.

Os 95 detectores TL foram lidos na leitora Harshaw, modelo 4500, especificada no capítulo 3, item 3.3, adotando-se o perfil de tempo e temperatura (PTT) executado na leitora TL, com as seguintes condições:

- Pré-aquecimento rápido de 10 s à temperatura de 150°C;
- Aquecimento durante 23 s, com a taxa de aquecimento linear de 12°C/s, até a temperatura máxima de 300°C;

O fator de reprodutibilidade individual foi calculado de acordo com a equação:

$$\frac{s_j + I_j}{\bar{A}_j} \quad (\text{A.1.1.1})$$

onde  $\bar{A}_j$  é o valor médio das 10 leituras obtidas para o mesmo detector j,  $S_j$  o desvio padrão e  $I_j$  o intervalo de confiança para o nível de confiança de 95%.

Os requisitos de desempenho dos detectores TL quanto à reprodutibilidade fornecidos pela ISO (ISO, 1997) são de 7,5% e pelo CASMIE (CASMIE, 1995) são de 10%. Como o valor máximo obtido foi de 4,77%, pode-se considerar que todos os detectores são reprodutíveis individualmente de acordo com as normas.

### **A.1.2 Homogeneidade dos detectores TL**

Para avaliar a homogeneidade dos detectores TL em feixes de radiação gama, que é um teste para assegurar a uniformidade de sensibilidade dos detectores dentro de um mesmo lote, foram utilizados os mesmos detectores e o mesmo PTT usados no teste de reprodutibilidade.

A homogeneidade do lote de 95 detectores foi avaliada tomando por base as leituras do mesmo obtidas com 10 irradiações sucessivas com 5 mGy de kerma no ar; em um feixe de radiação gama, do  $^{137}\text{Cs}$ . O fator de homogeneidade do lote calculado pelo CSMIE (CSMIE, 1995) é:

$$\frac{A_{\text{máx}} - A_{\text{mín}}}{A_{\text{mín}}} \cdot 100 \leq 30\% \quad (\text{A.1.2.1})$$

onde  $A_{\text{máx}}$  é a leitura máxima e  $A_{\text{mín}}$  a leitura mínima, obtidas no lote de detectores.

O fator de homogeneidade do lote fornecido pela ISO (ISO, 1997) é:

$$v = 100 \cdot \frac{S_i}{\bar{L}_i} \leq 15\% \quad (\text{A.1.2.2})$$

onde  $v$  é a homogeneidade,  $S_i$  o desvio padrão e  $\bar{L}_i$  a média das leituras obtidas.

Foi avaliada a homogeneidade do lote dos detectores, utilizando-se as equações A.1.2.1 e A.1.2.2 respectivamente. O lote de detectores obteve o valor máximo de 128,2% para a eq. A.1.2.1 e de 19,1% para a eq. A.1.2.2, evidenciando a não homogeneidade do mesmo. A não homogeneidade do lote não é relevante já que serão utilizados fatores individuais para os detectores cujo valor máximo obtido pelo cálculo da equação A.1.2.1 foi de 12% e pela equação A.1.2.2 foi de 3,11%.

## **A.2 Avaliação dos detectores TL em feixes de radiação beta**

### **A.2.1 Reprodutibilidade dos detectores TL**

Após avaliação em feixe de radiação gama, foram avaliados 40 detectores TL de CaSO<sub>4</sub>:Dy grafitados, em feixe de radiação beta. A fonte utilizada foi de <sup>90</sup>Sr/<sup>90</sup>Y de 1850 MBq, sem filtro homogeneizador, no sistema BSS1, com uma dose de 10 mGy, com os detectores envolvidos em um plástico de polietileno para facilitar a fixação dos mesmos.

Os detectores TL foram avaliados na leitora Harshaw descrita no capítulo 3, item 3.3, o PTT usado na leitora foi o mesmo utilizado para o teste de reprodutibilidade em gama.

Conforme equação A.1.1, o maior valor obtido para reprodutibilidade foi de 5,31%, concluindo que os detectores são reprodutíveis em feixes de radiação beta.

### **A.2.2 Homogeneidade dos detectores TL**

Para o teste de homogeneidade foram utilizados os mesmos detectores, submetidos a 10 irradiações, com uma dose de 10 mGy, na fonte <sup>90</sup>Sr/<sup>90</sup>Y, de 1850 MBq, sem filtro, no sistema BSS1. O valor máximo obtido para a homogeneidade dos detectores, dado pela equação A.2.1, foi de 12,4% (CASMIE, 1995) e para a equação A.2.2 foi de 3,5% (ISO, 1997), o que é adequado de acordo com as normas.

### A.2.3 Limite inferior de detecção

O teste de limite inferior de detecção dos detectores TL de CaSO<sub>4</sub>:Dy grafitados define o valor mínimo da resposta do grupo de detectores TL, abaixo do qual as leituras obtidas serão consideradas nulas. Foram utilizados 10 detectores TL não irradiados e submetidos ao tratamento térmico de 15 min a 300°C.

O limite inferior de detecção é definido pela equação:

$$t_n \times s_A \leq H \quad (\text{A.2.3.1})$$

onde,  $t_n$  é o  $t$  de Student para 9 graus de liberdade (sendo 10 detectores utilizados no teste) para um nível de confiança de 95%, ou seja 2,31,  $s_A$  é o desvio padrão da média para todos os 10 detectores TL.

Na Tabela A.2.3.1, são mostrados os resultados referentes à leitura dos detectores TL para determinação do limite inferior de detecção.

TABELA A.2.3.1 – Leitura dos detectores TL para determinação do limite inferior de detecção.

Detector	Leitura (mGy)	Detector	Leitura (mGy)
1	0,032	6	0,036
2	0,030	7	0,027
3	0,038	8	0,039
4	0,038	9	0,039
5	0,039	10	0,034

A média das leituras dos detectores TL utilizados no teste apresentou o valor de 0,037 mGy e o desvio padrão da média o valor de 0,002 mGy, o que corresponde

ao limite inferior de detecção, estabelecido pela equação A.2.3.1, o valor de 0,004 mGy.

## **B Calibração do sistema de dosimetria TL**

Para calibração do sistema de dosimetria TL é necessário obedecer a seguinte seqüência de procedimentos:

- 1 - Geração de detectores TL de calibração.
- 2 - Calibração da leitora TL.
- 3 - Calibração individual dos detectores TL, detalhada no item 4.4.

Estes procedimentos foram realizados para todas as fontes do sistema BSS2, isto é,  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem e com filtro homogeneizador, a uma distância fonte/detector de 30 cm;  $^{85}\text{Kr}$ , com filtro homogeneizador, a 30 cm e  $^{147}\text{Pm}$ , com filtro homogeneizador, a 20 cm.

### **B.1 Geração de detectores TL de calibração**

Esta etapa compreendeu a seleção dos detectores TL, para calibração da leitora, mediante a determinação do fator de sensibilidade, FS, de cada detector TL.

A eficiência dos detectores TL não é a mesma, devido sua massa física, quantidade de grafite e variação natural referente à resposta do material. Neste trabalho a variação de resposta entre eles chega a 83% da média dos 40 detectores.

Para a calibração da leitora foram selecionados 5 detectores TL gerados nas condições de PTT, descritos no item A.1, e definido o FS de cada um deles segundo a equação:

$$FS = \frac{\bar{L}}{L_i} \quad (\text{B.1.1})$$

onde:  $\bar{L}$  é a média das leituras dos detectores de calibração,  $L_i$  é a leitura de cada detector de calibração.

As TAB. B.1.1 e B.1.2 mostram os valores do FS dentro de 10% da média estabelecida como aceitável, para as fontes, do sistema BSS2, de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ ;  $^{85}\text{Kr}$  e  $^{147}\text{Pm}$ , para uma dose de 10 mGy, com incerteza de  $\pm 2,1\%$  para as duas primeiras e  $\pm 2,8\%$  para a outra fonte.

TABELA B.1.1 – Fatores de sensibilidade dos detectores TL para a calibração da leitora para a fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ .

Detector	Leitura (nC) para $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ sem filtro	FS
1	89,59	1,028
2	89,91	1,025
3	91,45	1,007
4	93,04	0,990
5	96,63	0,953
Leitura (nC) para $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ com filtro		
1	86,91	1,005
2	86,49	1,010
3	87,07	1,003
4	87,51	0,998
5	88,70	0,985

TABELA B.1.2 – Fatores de sensibilidade dos detectores TL para a calibração da leitora para as fontes de  $^{85}\text{Kr}$  e  $^{147}\text{Pm}$ .

Detectores	Leitura (nC) para $^{85}\text{Kr}$	FS
1	66,38	1,028
2	67,17	1,025
3	69,63	1,007
4	72,33	0,990
5	75,04	0,953
Leitura (nC) para $^{147}\text{Pm}$		
1	4,07	0,983
2	4,03	0,994
3	3,72	1,076
4	3,82	1,048
5	4,37	0,915

## B.2 Calibração da leitora TL

Com o objetivo de assegurar que a leitora TL converta o sinal da fotomultiplicadora, em carga (nC), para a unidade dosimétrica definida ( $\mu\text{Gy}$ ), é estabelecido o fator de calibração da leitora, FCL, de acordo com a equação:

$$FCL = \frac{\bar{L}}{C} \quad (\text{B.2.1})$$

onde,  $\bar{L}$  é a média das leituras do grupo de detectores de calibração expostos à radiação com um valor verdadeiro convencional C da grandeza de interesse.

Os detectores de calibração, selecionados no item anterior, foram expostos a uma dose absorvida na superfície do fantoma, de 10 mGy ( $\pm 2,1\%$ ) nas fontes de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  e  $^{85}\text{Kr}$  e 10 mGy ( $\pm 2,8\%$ ) para a fonte de  $^{147}\text{Pm}$ . Os detectores foram submetidos ao procedimento de tratamento térmico, 300°C por 15 min, antes da

irradiação. O FCL foi gerado nas condições de PTT, descrito no item A.1, com a aplicação do fator de sensibilidade destes detectores.

Na Tabela B.2.1, é mostrado os fatores de calibração da leitora TL para as fontes de radiação beta, com as respectivas incertezas combinadas para um fator de abrangência igual a 1.

TABELA B.2.1 – Fator de calibração da leitora TL para as fontes de radiação beta do sistema BSS2.

<b>Fonte</b>	<b>Distância fonte/detector (cm)</b>	<b>Filtro</b>	<b>FCL (nC/mGy)</b>	<b>Incerteza (%)</b>
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	30	não	9,26	2,74
$^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$	30	sim	9,06	2,20
$^{85}\text{Kr}$	30	sim	7,07	1,16
$^{147}\text{Pm}$	20	sim	0,38	7,97

### **B.2.1 Avaliação do sistema de leitura TL**

Com o objetivo de avaliar a coerência do sistema de dosimetria TL, 20 detectores foram submetidos ao tratamento térmico pré-irradiação, descrito no item A.1, expostos a uma dose absorvida na superfície do fantoma, de 10 mGy, e submetidos ao PTT descrito no item A.1. A leitura destes detectores foi realizada aplicando-se o FCL e o  $FS_i$  de cada detector.

A TAB. B.2.1.1 apresenta os resultados das doses, avaliadas pelo grupo de detectores expostos às fontes de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ ,  $^{85}\text{Kr}$  e  $^{147}\text{Pm}$  com a dose de 10 mGy

A média dos valores das doses avaliadas foi de 10,15 mGy com um desvio padrão de 1,53%; para  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , sem filtro, à distância de 30 cm; para  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ , com filtro, a 30 cm, a média foi de 10,20 mGy, com um desvio padrão de 3,01%; para  $^{85}\text{Kr}$ , com filtro, a 30 cm, a média foi de 10,18 mGy, com um desvio padrão de 2,60% e para  $^{147}\text{Pm}$ , com filtro, a 20 cm, a média foi de 10,20 mGy com um desvio padrão de 11,36%.

Observou-se que a média das doses avaliadas diferiram em no máximo 2,0% do valor dado de 10 mGy, evidenciando a calibração adequada do sistema. A dispersão dos resultados foi cerca de 3% para as fontes, exceto para o  $^{147}\text{Pm}$  (11,36%) que é decorrente dos fatores de sensibilidade dos detectores.

Como parte de um processo de controle de qualidade do sistema de leitura TL foram acompanhados os valores das leituras do ruído da fotomultiplicadora e luz eletrônica de referência.

O valor máximo do ruído da fotomultiplicadora foi de 0,011 mGy, valor este que não interfere nas leituras.

O valor máximo e o valor mínimo das leituras da luz eletrônica de referência foram 456 nC e 434 nC respectivamente, apresentando uma diferença de 1,51% em relação à média, que representa a estabilidade da leitora.

TABELA B.2.1.1 – Avaliação do sistema de leitura TL

Detectores	Dose (mGy) $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$		Dose (mGy) $^{85}\text{Kr}$	Dose (mGy) $^{147}\text{Pm}$
	sem filtro	com filtro		
1	10,20	10,71	10,00	10,38
2	10,15	10,46	10,56	9,33
3	10,27	10,50	10,10	11,44
4	10,17	10,02	10,35	10,73
5	9,92	10,02	10,70	8,41
6	10,48	10,63	10,01	12,87
7	10,18	10,22	9,99	9,72
8	10,29	10,35	9,77	9,83
9	10,19	10,65	10,46	10,87
10	10,12	10,15	10,04	10,00
11	10,03	10,05	10,24	9,88
12	10,07	10,02	10,27	9,90
13	10,02	10,05	10,40	8,13
14	9,98	10,02	10,35	8,74
15	10,08	10,32	9,89	11,87
16	10,45	10,14	9,70	10,85
17	9,89	10,16	9,79	9,87
18	10,18	9,81	10,24	9,14
19	10,17	10,51	10,56	9,31
20	9,67	10,31	10,53	11,09

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)