INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

MONITORAÇÃO *IN VIVO* – ANÁLISE DE INCERTEZAS

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

Orientador:

Prof. Doutor Joaquim Carlos Sanches
Cardoso

São Paulo

2012

Aos meus avôs Afonso e Valdemar (in memoriam).

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pois tudo que pude realizar foi de acordo com a sua vontade.

Em seguida ao apoio incondicional da minha família, principalmente nos momentos em que pensei em desistir, percebi que sem o apoio dela tudo ficaria muito mais difícil.

Aos meus pais Afrânio e Valdeci, que me ensinaram que o caminho é difícil e tortuoso, mas que me fizeram com a capacidade de resistir e conseguir conquistar meus objetivos.

Ao Dr. Joaquim Carlos Sanches Cardoso, pela paciência e pelos ensinamentos muito valiosos.

A Marcos Xavier, com quem pude discutir sobre vários temas me fazendo pensar de forma mais ampla.

A todos os amigos das famílias IPEN e IEE, que me possibilitaram tanto conhecimento técnico como conhecimento da vida.

Aos amigos que São Paulo me trouxe, pelos momentos de distração e pelas histórias que poderei contar pelo resto de minha vida, em especial a Iremar, Esdras, Monique e Laura.

Aos amigos que vieram de Sergipe e aos nordestinos que juntos fizemos um pedaço do meu amado Nordeste aqui em São Paulo.

A Nanda, pelos bons momentos que vivemos.

Ao IPEN pela possibilidade de aprimorar meus conhecimentos.

À CAPES pelo fomento que propiciou a dedicação a este trabalho.

E a todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

EPÍGRAFE

*“Conhecer e pensar não é chegar a
uma verdade absolutamente certa,
mas dialogar com a incerteza”
(Edgar Morin, 2000)*

MONITORAÇÃO *IN VIVO* – ANÁLISE DE INCERTEZAS

Lucas Rodrigues dos Santos

RESUMO

Este trabalho teve como objetivos estabelecer os protocolos para o cálculo de incertezas de medição e a interpretação dos resultados de monitoração do Laboratório de Monitoração *In Vivo* (LMIV). Especificamente, o trabalho visou quantificar a contribuição dos fatores de influência para o cálculo de incertezas, e estabelecer a incerteza nas medidas. Foram utilizados dois detectores cintiladores de iodeto de sódio ativados com tálio (NaI:TI) que possuem dimensões de 8x4" (detector de corpo inteiro) e 3x3" (detector de tireóide), um analisador multicanal EG&G Ortec, modelo 920E, e um microcomputador onde os espectros são adquiridos, analisados e armazenados com o auxílio do programa Renascence32, Ortec. As medições foram realizadas utilizando-se o objeto simulador antropomórfico do Alderson Research Labs. O radionuclídeo de interesse adotado para este estudo foi o ^{137}Cs . Foram estudadas as influências dos fatores operador, geometria de medição, condições ambientais, flutuações eletrônicas com o tempo e baixa atividade. A análise das incertezas resultou em uma incerteza combinada relativa de 15,7% para o sistema 8x4" e 9,8% para o sistema 3x3". Estes valores foram obtidos seguindo os princípios recomendados no Guia para Expressão da Incerteza de Medição (GUM) da Joint Committee for Guides in Metrology (JCGM).

IN VIVO MONITORING – ANALYSIS OF UNCERTAINTIES

Lucas Rodrigues dos Santos

ABSTRACT

This work aimed to quantify the contribution of influence factors for the calculation of uncertainties and establish the uncertainties in the measurements of the In Vivo Monitoring Laboratory (LMIV). The materials used were used: two scintillator detectors of sodium iodine activated with thallium (NaI:TI), with the dimension of 8x4" (whole body detector) and 3x3" (thyroid detector), an EG&G Ortec, model 920E multichannel analyzer and a microcomputer, where the spectra are acquired, analyzed and stored, with the support of Ortec's software, Renaissance32. The measurements were carried out using the anthropomorphic simulating object from Alderson Research Labs. The targeted radionuclide adopted for this study was ^{137}Cs . The influence factors were operator, measurement geometry, environmental conditions and Electronic fluctuations over time. The analysis of the uncertainties resulted in a relative combined uncertainty of 15.7% for the 8x4" system and 9.8% for the 3x3" system. These values were obtained following the Guide for Expression of Uncertainty in the Measurement, (GUM) of Joint Committee for Guides in Metrology (JCGM).

SUMÁRIO

Página

1 INTRODUÇÃO.....	9
1.1 Justificativa.....	10
1.2 Objetivos.....	10
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	11
2.1 Monitoração interna.....	11
2.2 Conceitos de metrologia.....	13
2.2.1 Medição.....	13
2.2.2 Mensurando.....	14
2.2.3 Resultado de uma medição (RM).....	14
2.2.4 Valor medido.....	14
2.2.5 Valor convencional ou valor convencional verdadeiro (VVC).....	14
2.2.6 Erro de medição.....	15
2.2.6.1 Erro sistemático.....	15
2.2.6.2 Erro aleatório.....	15
2.2.6.3 Erro relativo.....	16
2.2.7 Incerteza de medição.....	16
2.2.8 Avaliação da incerteza de medição do tipo A	17
2.2.9 Avaliação da incerteza de medição do tipo B	17
2.2.10 Incerteza-padrão.....	17
2.2.11 Incerteza-padrão combinada.....	17
2.2.12 Incerteza-padrão relativa.....	18
2.2.13 Probabilidade de abrangência.....	18
2.2.14 Fator de abrangência.....	18
2.2.15 Incerteza de medição expandida ou incerteza expandida.....	18
2.3 Análise de incertezas.....	18
2.3.1 Incerteza do tipo A.....	20
2.3.2 Incerteza do tipo B.....	21
2.3.3 Incerteza padrão combinada.....	23

2.3.4 Incerteza expandida.....	24
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	28
3.1 Calibração.....	33
3.1.1 Calibração em energia.....	34
3.1.2 Calibração da eficiência.....	34
3.2 Limiar de decisão e limite de detecção.....	36
3.3 Estudo de fatores de influência.....	38
3.3.1 Operador.....	38
3.3.2 Geometria de medição.....	39
3.3.3 Flutuações eletrônicas com o tempo.....	40
3.3.4 Condições ambientais.....	41
3.3.5 Baixa atividade.....	42
3.4 Estimativa da incerteza de medição.....	43
4 RESULTADOS.....	44
4.1 Calibração.....	44
4.1.1 Calibração em energia.....	44
4.1.2 Calibração da eficiência.....	45
4.2 Limiar de decisão e limite de detecção.....	46
4.3 Estudo dos fatores de influência.....	47
4.3.1 Operador.....	47
4.3.2 Geometria de medição.....	48
4.3.2.1 Posicionamento da fonte em relação ao detector.....	48
4.3.2.2 Posicionamento do detector em relação à fonte.....	50
4.3.3 Condições ambientais.....	51
4.3.4 Flutuações eletrônicas com o tempo.....	55
4.3.5 Baixa Atividade.....	56
4.4 Análise quantitativa das influências.....	57
5 DISCUSSÃO.....	61
6 CONCLUSÃO.....	68
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	69

1 INTRODUÇÃO

No uso comum, a palavra incerteza pode ser tomada como sendo equivalente à dúvida, hesitação, ou insegurança. Todos estes termos negativos são sinônimos de incerteza. A maioria das pessoas prefere acreditar que seus processos de pensamento as leva a tomar decisões livres de dúvidas. No mundo científico, o processo de estimativa das incertezas de medição é um reconhecimento do fato de que nunca podemos conhecer o verdadeiro valor de uma grandeza. O processo de medição em si é, por natureza, uma abordagem probabilística para o valor verdadeiro. Comparações podem ser feitas com o valor verdadeiro convencional (VVC) que é atribuído por um acordo formal para um determinado efeito. Porém, o valor real é entendido como o resultado de uma medição perfeita, portanto, inalcançável (MCDONALD, 2007).

A Gerência de Metrologia das Radiações (GMR), do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) possui um Laboratório de Monitoração *In Vivo* (LMIV) que executa rotineiramente medidas da atividade radioativa no corpo como um todo e na tireóide nos servidores do IPEN, bolsistas, trabalhadores de empresas terceirizadas e visitantes. A frequência de monitoração é estabelecida pelo Grupo de Cálculo de Dose (GCD) e pela Gerência de Radioproteção (GRP) do IPEN.

O contador de corpo inteiro é um sistema destinado à medição da radiação emitida pelo corpo humano (CNEN, 1988). A monitoração *in vivo* consiste basicamente na medição direta da radiação presente no corpo, ou em um órgão específico, utilizando detectores acoplados a equipamentos de aquisição de dados (IAEA, 1996 e 1999).

A capacidade de fornecer resultados confiáveis para a avaliação da dose de indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs), depende integralmente da precisão e exatidão dos resultados obtidos na monitoração *in vivo*, quando aplicada. A padronização dos processos para o cálculo de incertezas de medição e para a interpretação dos resultados de monitoração é um passo importante para a acreditação do laboratório pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO).

1.1 Justificativa

Quando se relata o resultado da medição de uma grandeza física é obrigatório reportar alguma indicação quantitativa da qualidade do resultado, de forma tal que aqueles que o utilizam possam avaliar sua confiabilidade, ou seja, saber a que resultados similares sejam obtidos. Sem essa indicação, resultados de medição não podem ser comparados, seja entre eles mesmos ou com valores de referência fornecidos numa especificação ou numa norma. Portanto, é necessário que haja um procedimento prontamente implementado, facilmente compreendido e de aceitação geral para caracterizar a qualidade de um resultado de uma medição, isto é, para avaliar e expressar a incerteza (ABNT & INMETRO, 2003).

O conceito de incerteza, como um atributo quantificável, é relativamente novo na história da medição, embora a avaliação do erro e sua análise tenham sido, há muito tempo, uma prática na ciência da medição ou metrologia. É agora amplamente reconhecido que, quando todos os componentes de erro conhecidos ou suspeitos tenham sido avaliados e as correções adequadas tenham sido aplicadas, ainda permanece uma incerteza sobre quão correto é o resultado declarado, isto é, uma dúvida acerca de quão corretamente o resultado da medição representa o valor da grandeza que está sendo medida (ABNT & INMETRO, 2003).

1.2 Objetivos

Os objetivos gerais do presente trabalho são estabelecer as incertezas de medição dos cristais de NaI(Tl), o que ajudará na interpretação dos resultados de monitoração do LMIV. Especificamente o trabalho visa:

- Quantificar a contribuição dos fatores de influência para o cálculo de incertezas, e
- Estabelecer a incerteza nas medidas.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo serão abordados os temas referentes à monitoração *in vivo*, aos termos metrológicos e à análise de incertezas. Estes são os principais temas necessários para um entendimento claro do trabalho que foi realizado.

2.1 Monitoração interna

A utilização de técnicas *in vivo* em dosimetria interna consiste na determinação qualitativa e quantitativa de substâncias radioativas depositadas internamente, através de medições diretas no corpo humano. Este tipo de procedimento é normalmente executado em laboratórios denominados genericamente de contadores de corpo inteiro (ICRP 78, 1997) e requerem a utilização de detectores sensíveis à radiação gama emitida pelos radionuclídeos presentes no indivíduo monitorado.

Atualmente, no Brasil, existem cinco laboratórios especializados na monitoração *in vivo*, instalados no Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), no Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN), no Centro Regional de Ciências Nucleares (CRCN) e na Central Nuclear Almirante Álvaro Alberto (CNAEA), destinados a atender toda a demanda por controle da exposição interna ocupacional e em situações de acidente¹.

O primeiro trabalho publicado sobre o uso da monitoração *in vivo* como um método de medida foi apresentado em 1929. Este artigo foi publicado no *American Journal Roentgenology and Radiation Therapy* e foi intitulado “*The Detection and Estimation of Radium and Mesothorium in Living Persons.*” por Schlundt *et al.* O método de medida utilizado foi um eletroscópio Wulf – Hess colocado em uma mesa posicionada ao longo da coluna de um paciente sentado com as costas para a mesa. Os operadores carregaram o eletroscópio e registraram o tempo necessário para que ele flutuasse por dez divisões.

---

¹ Dantas, B.M. Comunicação Particular

Tipicamente, duas aquisições do paciente foram realizadas, uma imediatamente após a outra, e a média foi usada como uma “taxa de contagem bruta” (HICKMAN, 1994).

O registro de medidas de pacientes foi iniciado em 1927. No entanto Flinn, em 1929, afirma ter iniciado as medidas em 1925. A calibração destes contadores de corpo inteiro rudimentares foi realizada depois de 1927, quando um dos pacientes medidos morreu e partes do esqueleto e do corpo foram analisadas para estimar o conteúdo corporal total de Rádio (HICKMAN, 1994).

No Quadro 2.1 apresenta-se um resumo dos fatos históricos citados por HICKMAN (1994).

QUADRO 2.1 - Resumo dos fatos históricos citados por HICKMAN (1994).

Ano	Pesquisador(es)	Assunto da Publicação
1929	Schlundt <i>et al.</i>	Detecção de Rádio utilizando a monitoração <i>in vivo</i>
	Flinn	Artigo sobre precauções para evitar que a contaminação externa interviesse na medida
1933	Schlundt <i>et al.</i>	Novo fator de calibração obtido utilizando implantes de Rádio dentro de um cadáver
1937	Evans	Uso de um contador Geiger Müller para melhorar a sensibilidade da monitoração
1953	Cowan e Reines	Noticiaram que a medida foi maior com o trabalhador dentro da blindagem que quando ele estava fora dela
1955	-	Apresentação do contador de geometria 2π Geneva (Genco) na Segunda Conferência de Usos Pacíficos da Energia Atômica realizado em Geneva.
1959	Laboratório Nacional de Los Alamos	Posto em operação um contador de geometria de 4π , chamado contador HUMICO II.
1968	Laurer	Apresentou o primeiro cristal duplo (CsI e NaI), que serviu de base para o Phoswich.

De uma maneira geral, os radionuclídeos passíveis de serem monitorados diretamente são emissores de fótons com energias e probabilidades de decaimento suficientemente altas, de forma a viabilizarem sua detecção nas condições de uma medida *in vivo*. Deve-se ressaltar que, neste tipo de medida, existem sempre limitações com relação ao tempo de contagem, à otimização da geometria fonte-detector, além do próprio fenômeno de atenuação da radiação pelos tecidos constituintes do corpo (IAEA, 1996).

O cristal de iodeto de sódio (NaI) é um dos materiais mais utilizados na área nuclear e, em especial, na radioproteção, devido a suas características de resposta à radiação, facilidade de produção em grandes dimensões e da possibilidade de se obter o cristal “dopado” com tálio. Além de sua capacidade de produção de luz visível, o NaI(Tl) responde linearmente para um grande intervalo de energia para elétrons e raios gama. O iodeto de sódio é um material altamente higroscópico e, para evitar sua deterioração pela umidade, é encapsulado, normalmente com alumínio (TAUHATA *et al.*, 2003).

Em síntese, as grandes vantagens desse tipo de detector são sua alta eficiência, robustez e facilidade de operação. Por outro lado, sua baixa resolução em energia dificulta a análise em casos de contaminação interna por vários radionuclídeos emissores de fótons com energias próximas (IAEA, 1996).

2.2 Conceitos de metrologia

2.2.1 Medição

Segundo o Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM) publicado pelo INMETRO (2008), uma medição é definida como o processo de obtenção experimental de um ou mais valores que podem ser razoavelmente atribuídos a uma grandeza.

2.2.2 Mensurando

Representa a grandeza específica submetida à medição (INMETRO, 2008). Para este trabalho o principal mensurando será a atividade (A), expressa na unidade becquerel (Bq).

2.2.3 Resultado de uma medição (RM)

Representa o conjunto de valores atribuídos a um mensurando, completado por todas as outras informações pertinentes disponíveis. Um resultado de medição é geralmente expresso por um único valor medido e uma incerteza de medição. Caso a incerteza de medição seja considerada desprezível para alguma finalidade, o resultado de medição pode ser expresso como um único valor medido. Em muitas áreas, esta é a maneira mais comum de expressar um resultado de medição (INMETRO, 2008).

2.2.4 Valor medido

Representa o valor atribuído ao resultado de uma medição. Quando são utilizadas medições repetidas, o valor medido resultante é dado pela média ou mediana dos resultados e uma incerteza de medição associada (INMETRO, 2008).

2.2.5 Valor convencional ou valor verdadeiro convencional (VVC)

Valor atribuído a uma grandeza, por um acordo, para um dado propósito. Geralmente considera-se que um valor convencional está associado a uma incerteza de medição convenientemente baixa e que pode ser nula (INMETRO, 2008).

2.2.6 Erro de medição

Diferença entre o valor medido de uma grandeza e um valor de referência (INMETRO, 2008).

$$E = A_i - VVC \quad (2.1)$$

Onde: E: erro;

A_i : valor medido; e

VVC: valor verdadeiro convencional.

2.2.6.1 Erro sistemático

Componente do erro de medição que, em medições repetidas, permanece constante ou varia de maneira previsível. O erro sistemático e suas causas podem ser conhecidos ou desconhecidos. Pode-se aplicar uma correção para compensar um erro sistemático conhecido (INMETRO, 2008).

2.2.6.2 Erro aleatório

Componente do erro de medição que, em medições repetidas, varia de maneira imprevisível. Os erros aleatórios de um conjunto de medições repetidas formam uma distribuição que pode ser resumida por sua esperança matemática ou valor esperado, o qual é geralmente assumido como sendo zero, e por sua variância. O erro aleatório é igual à diferença entre o erro de medição e o erro sistemático (INMETRO, 2008).

2.2.6.3 Erro relativo

De acordo com o *Joint Committee for Guides in Metrology* (JCGM, 2008) o erro relativo será dado pela razão entre o erro de medição e um valor verdadeiro do mensurando.

Quando for necessário distinguir "erro" de "erro relativo", o primeiro é às vezes chamado erro absoluto de medição. Isto não deve ser confundido com valor absoluto do erro, que é o módulo do erro (JCGM, 2008).

2.2.7 Incerteza de medição

Parâmetro, associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos a um mensurando (JCGM, 2008).

É preciso ter o cuidado de não confundir a incerteza do resultado de uma medição com o erro, pois não representam o mesmo conceito e possuem princípios diferentes. As principais diferenças estão indicadas no Quadro 2.2.

Quadro 2.2 – Principais diferenças entre erro e incerteza de medição.

Erro	Incerteza
Resultado de uma medição menos o valor verdadeiro do mensurando.	Indicada quantitativamente em função da dispersão de valores que podem ser razoavelmente atribuídos ao mensurando.
Correção pode ser feita.	Correção não pode ser feita.
Estimado de um valor médio das medições.	A sua estimativa não depende do valor médio das medições, e sim do desvio padrão das medições.

2.2.8 Avaliação da incerteza de medição do tipo A

Avaliação de uma componente da incerteza de medição por uma análise estatística dos valores medidos, obtidos sob condições de medição definidas (INMETRO, 2008).

2.2.9 Avaliação da incerteza de medição do tipo B

Avaliação de uma componente da incerteza de medição determinada por meios diferentes daquele adotado para a incerteza de medição do Tipo A (INMETRO, 2008). São exemplos desta avaliação:

- As baseadas em informações pré existentes;
- As associadas aos valores publicados por autoridade competente;
- As associadas ao valor de um material de referência certificado;
- As obtidas de um certificado de calibração;
- As relativas à derivação, e
- As obtidas a partir de limites baseados na experiência pessoal.

2.2.10 Incerteza-padrão ($u_i(y)$)

Incerteza de medição expressa na forma de um desvio-padrão (INMETRO, 2008).

2.2.11 Incerteza-padrão combinada ($u_c(y)$)

Incerteza-padrão obtida utilizando-se as incertezas-padrão individuais associadas às grandezas de entrada em um modelo de medição (INMETRO, 2008).

2.2.12 Incerteza-padrão relativa

Incerteza-padrão dividida pelo valor absoluto do valor medido, representada por $u_i(y)$ (INMETRO, 2008).

2.2.13 Probabilidade de abrangência

Probabilidade de que o conjunto de valores verdadeiros de um mensurando esteja contido num intervalo de abrangência especificado. A probabilidade de abrangência é também chamada de “nível de confiança” (INMETRO, 2008).

2.2.14 Fator de abrangência

Número maior do que um pelo qual uma incerteza-padrão combinada é multiplicada para se obter uma incerteza de medição expandida. Um fator de abrangência é geralmente simbolizado por k (INMETRO, 2008).

2.2.15 Incerteza de medição expandida ou incerteza expandida

Produto de uma incerteza-padrão combinada por um fator de abrangência maior do que o número um. O fator de abrangência depende do tipo de distribuição de probabilidade do valor medido e da probabilidade de abrangência escolhida, representado por U (INMETRO, 2008).

2.3 Análise de incertezas

A expressão da incerteza das medições é um requisito fundamental para a credibilidade de quem apresenta os resultados das medições e para a confiança de quem os utiliza e, portanto, exige a elaboração de um modelo

matemático para a sua estimativa. O modelo matemático apresentado neste trabalho é baseado na publicação *Evaluation of Measurement Data — Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement* (GUM) (JCGM, 2008).

O modelo a seguir é válido para qualquer domínio de medição. Todas as grandezas físicas que não sejam exatamente conhecidas são tratadas como aleatórias, incluindo as grandezas de influência relevante. A grandeza a medir “Y”, função de um conjunto de grandezas de entrada “X_i” (i=1, 2, 3, ..., n) pode exprimir-se matematicamente pela expressão:

$$Y = f(X_1, X_2, X_3, \dots, X_N) \quad (2.2)$$

Uma vez que os valores verdadeiros de X_i são desconhecidos, na avaliação da incerteza global do resultado da medição devem ser usados valores estimados “x_i”, sendo o resultado “y” uma estimativa do valor verdadeiro da grandeza Y dado por:

$$y = f(x_1, x_2, x_3, \dots, x_N) \quad (2.3)$$

O modelo consiste no seguinte:

- Exprimir em termos matemáticos a dependência da grandeza de saída Y em relação às grandezas de entrada X_i, de acordo com a Eq. (2.2).
- Listar todas as grandezas de influência e o modo de cálculo da respectiva incerteza. A incerteza de medição do resultado de uma medição reflete a dúvida a respeito do valor do mensurando. O conhecimento completo exige uma infinita quantidade de informações. Os fenômenos que contribuem para a incerteza e, portanto, para o fato de o resultado da medição não poder ser caracterizado por um único valor, são chamados fontes de incerteza. Na prática, há muitas fontes de incerteza de medição possíveis, tais como:
  - ✓ A definição incompleta do mensurando;
  - ✓ A realização imperfeita da definição do mensurando;

- ✓ A amostragem não-representativa, ou seja, a amostra medida pode não representar o mensurando definido;
- ✓ O conhecimento inadequado dos efeitos das condições ambientais sobre a medição ou medição imperfeita das condições ambientais;
- ✓ Os erros de leitura dos instrumentos analógicos;
- ✓ A resolução finita do instrumento;
- ✓ Os valores inexatos dos padrões de medição e materiais de referência;
- ✓ A aproximação e as hipóteses contidas no método de medição, e
- ✓ As variações nas observações repetidas do mensurando sob condições, aparentemente, idênticas.

2.3.1 Incerteza tipo A

Quando uma grandeza de entrada (X_i) é estimada a partir de uma série de observações repetidas em que se conhece, ou é possível conhecer, a sua distribuição de frequências e, como consequência, é possível calcular o respectivo desvio padrão experimental, a componente da incerteza estimada será classificada de incerteza do tipo A.

Para essa análise deve-se calcular a variância experimental $((s_{x_i})^2)$, como uma estimativa da incerteza dos valores X_i , para medições repetidas. Para n medições independentes o valor estimado x_i do VVC da grandeza X_i , é dado pela média aritmética ($\bar{q}$) dos valores individualmente medidos q_i ($i=1, \dots, n$):

$$\bar{q} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n q_i \quad (2.4)$$

Dado que a estimativa x_i é muito sensível a valores extremos, nenhum dos valores envolvidos no seu cálculo deve ser muito discrepante relativamente aos restantes. Uma estimativa da variância experimental é obtida por:

$$s^2(q_i) = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (q_i - \bar{q})^2 \quad (2.5)$$

A melhor estimativa da variância da média ($\bar{q}$) é dada pela variância experimental da média, ou seja:

$$s^2(\bar{q}) = \frac{s^2(q_i)}{n} \quad (2.6)$$

Podem ser adotados os valores das variâncias conhecidas ou que possam ser calculadas. Como, por exemplo, valores resultantes de medições anteriores, valores obtidos na literatura etc. No caso de existirem apenas valores isolados é possível estimar as variâncias com base na experiência.

Para fontes de incerteza cuja distribuição da população é conhecida ou possa ser assumida, deve-se calcular a variância apropriada para essa distribuição.

2.3.2 Incerteza do tipo B

Numa situação ideal, existindo uma série de observações de todas as grandezas das quais o resultado de medição depende, a sua incerteza poderá ser calculada por meios estatísticos, ou seja, como sendo uma incerteza do tipo A. Na prática isto nem sempre é possível e poderia, por exemplo, tornar uma calibração ou ensaio, economicamente inviável. Torna-se necessário então avaliar as componentes da incerteza de outras formas, tomando por base outros critérios de julgamento científico e todas as informações disponíveis sobre a variabilidade das

estimativas de entrada. Estas são chamadas incertezas do tipo B. Informações prévias, experiências sobre o comportamento de padrões e instrumentos, especificações dos fabricantes, dados de certificados de calibração, entre outras, podem ser usadas para a sua avaliação.

Para avaliar a incerteza tipo B é necessário que uma distribuição de probabilidades da quantidade X_i , seja assumida com base na teoria ou experiência, para permitir se determinar o respectivo desvio padrão. Assim, se apenas forem conhecidos ou estimados os limites superior (a^+) e inferior (a^-), assume-se uma distribuição retangular. Nesse caso a média é dada por:

$$\bar{x} = \frac{1}{2}(a^+ - a^-) \quad (2.7)$$

E a variância por:

$$s_x^2 = \frac{1}{12}(a^+ - a^-)^2 \quad (2.8)$$

Se a diferença entre os valores limites for $2a$, então:

$$s_x^2 = \frac{1}{3}a^2 \quad (2.9)$$

Se assumirmos que os valores da quantidade X_i estão mais próximos do centro do intervalo do que dos limites (a^+) e (a^-), a distribuição triangular é mais adequada, sendo a sua média representada pela moda dos valores obtidos e a variância dada por:

$$s_x^2 = \frac{1}{6}a^2 \quad (2.10)$$

Figura 2.1- Representação gráfica das distribuições de probabilidade retangular e triangular.

2.3.3 Incerteza padrão combinada

Para obter a variância combinada, multiplicam-se as variâncias $s_{x_i}^2$ de todas as grandezas de entrada não correlacionadas com a grandeza de saída e somando-as, de acordo com a equação:

$$s_y^2 = \sum_{i=1}^N c_i^2 \cdot s_{x_i}^2 \quad (2.11)$$

Na Eq. 2.11, c_i representa o coeficiente de sensibilidade associado à estimativa da grandeza de entrada x_i , ou seja, a derivada parcial da função f em relação a X_i , avaliada nas estimativas x_i da grandeza de entrada.

$$c_i = \frac{\partial f}{\partial x_i} = \frac{\partial f}{\partial X_i} \quad (2.12)$$

O coeficiente de sensibilidade c_i descreve como a grandeza estimada de saída y é influenciada pelas variações de cada uma das estimativas das grandezas de entrada x_i .

Considerando a definição de variância, pode-se apresentar a Eq. 2.11 como sendo o quadrado da incerteza padrão da estimativa da grandeza de saída y , da seguinte forma:

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N c_i^2 \cdot u^2(x_i) \quad (2.13)$$

Tomando-se a grandeza $u_i(y)$ ($i=1, 2, \dots, N$) como a contribuição para a incerteza padrão associada à estimativa da grandeza de saída y , resultando na incerteza padrão associada à estimativa da grandeza de entrada x_i ,

$$u_i(y) = c_i \cdot u(x_i) \quad (2.14)$$

pode-se reescrever a Eq 2.13 da seguinte forma:

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N u_i^2(y) \quad (2.15)$$

2.3.4 Incerteza expandida

Para calcular a incerteza expandida (U), multiplica-se a incerteza padrão combinada, obtida na Eq. 2.15, pelo fator de abrangência k

$$U = u_c(y) \cdot k \quad (2.16)$$

Nos casos em que a distribuição normal (Gaussiana) pode ser atribuída ao mensurando e a incerteza associada à estimativa da grandeza de saída tenha confiabilidade suficiente, deve ser usado o fator de abrangência $k = 2$. A incerteza expandida expressa corresponde a aproximadamente 95% de confiança. Essas condições são preenchidas na maioria dos casos encontrados.

A hipótese de uma distribuição normal nem sempre pode ser facilmente confirmada experimentalmente. A confiabilidade da incerteza padrão, atribuída à estimativa da grandeza de saída, é determinada pelos graus de liberdade efetivos, valor que estima a combinação dos graus de liberdade (ν_i) associados a cada uma das incertezas padrão.

Para um componente obtido por uma avaliação do Tipo A, $\nu_i = n-1$, é obtido a partir de um número de observações independentes repetidas, sobre as quais é baseada a estimativa de entrada correspondente, e do número de grandezas independentes determinado por essas observações. Para um componente obtido por uma avaliação do Tipo B, ν_i é obtido pela confiabilidade arbitrada para o valor desse componente, como descrito no item 2.3.2. Ambos os graus de liberdade devem ser usados no método de cálculo dos graus de liberdade efetivos, ν_{ef} , que servirá para determinar o fator de abrangência k .

A estimativa do fator de abrangência k , correspondendo a uma determinada probabilidade expandida, necessita que se considere a confiabilidade da incerteza padrão combinada $u_c(y)$ da estimativa da grandeza de saída y . Isto significa considerar a forma como $u_c(y)$ estima o desvio padrão associado ao resultado de medição. Na estimativa do desvio padrão de uma distribuição normal, o número de graus de liberdade efetivos dessa estimativa, que depende da dimensão da amostra utilizada, é uma medição da confiabilidade. Do mesmo modo, uma medição adequada de confiabilidade da incerteza padrão combinada da estimativa de saída é dada pelo número graus de liberdade efetivos, ν_{ef} , o qual é aproximadamente representado pela apropriada combinação dos números de graus de liberdade efetivos das suas diferentes contribuições, $\nu_i(y)$, para a incerteza $u_c(y)$.

Se uma das condições, normalidade ou confiabilidade suficiente, não for preenchida, o fator de abrangência $k = 2$ pode levar a uma incerteza

expandida que corresponde a uma probabilidade expandida inferior a 95%. Nestes casos, para assegurar que o valor da incerteza expandida apresentado corresponda a uma probabilidade expandida idêntica a do caso normal, procedimentos para o cálculo do fator de abrangência devem ser seguidos. O uso da mesma probabilidade expandida é essencial sempre que dois resultados de medição de uma dada grandeza são comparados, quando se avaliam os resultados de uma comparação interlaboratorial ou se avalia a conformidade com uma especificação.

O procedimento para o cálculo do fator de abrangência k adequado, quando as condições do Teorema do Limite Central são reunidas, compreende os seguintes passos:

- 1) Obter a incerteza padrão combinada, $u(y)$, da estimativa da grandeza de saída y , e
- 2) Estimar o número de graus de liberdade efetivos, ν_{ef} , da incerteza padrão combinada, $u(y)$, da estimativa da grandeza de saída, y , pela fórmula de Welch-Satterthwaite:

$$\nu_{ef} = \frac{u^4(y)}{\sum_{i=1}^N \frac{u_i^4(y)}{\nu_i}} \quad (2.16)$$

É mais problemático associar graus de liberdade com uma incerteza padrão $u(x_i)$ obtida por uma avaliação de Tipo B. Contudo, é comum efetuar tais avaliações de forma a garantir que não haja qualquer subestimação. Se, por exemplo, são definidos limites inferior e superior, a^- e a^+ , eles são habitualmente escolhidos de maneira que a probabilidade da grandeza em questão estar fora destes limites seja de fato extremamente pequena. Nessa hipótese, o número de graus de liberdade da incerteza padrão $u(x_i)$, obtida por uma avaliação de Tipo B, pode ser assumido como $\nu_i = \infty$. Considerando-se a componente de incerteza associada à utilização de padrões ou de instrumentos de medição calibrados por uma entidade externa ao laboratório e que o respectivo certificado de calibração não

indique o número de graus de liberdade efetivos da calibração mas somente o fator de abrangência $k = 2$, assume-se um número de graus de liberdade efetivos igual a 50.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O sistema do contador de corpo inteiro do LMIV é composto por uma sala com baixa radiação de fundo, medindo 197 cm de largura, 240 cm de comprimento e 243 cm de altura, com porta e paredes compostas por folhas de 13 cm de aço, 0,5 cm de chumbo e 0,1 cm de ferro galvanizado; dois detectores cintiladores de iodeto de sódio ativados com tálio (NaI(Tl)), que possuem dimensões de 8x4" (detector de corpo inteiro) e 3x3" (detector de tireóide); um analisador multicanal EG&G Ortec, modelo 920E, e um microcomputador onde os espectros são adquiridos, analisados e armazenados com o auxílio do programa Renascence32, Ortec.

As medições foram realizadas utilizando-se o objeto simulador antropomórfico, Alderson Research Labs. (FIG 3.1), que permite simular o espalhamento e a atenuação causados por um indivíduo durante o processo de medição. As fontes radioativas utilizadas neste trabalho são apresentadas na TAB. 3.1 com respectivos nomes, picos de energia utilizados e atividade declarada nos certificados fornecidos pelos fabricantes.

FIGURA 3.1 – Objeto simulador antropomórfico Alderson Research Labs, com mangueira plástica introduzida no orifício do ducto do eixo crânio-caudal.

TABELA 3.1 – Descrição das fontes radioativas utilizadas neste estudo.

Radionuclídeo	Nome da fonte	Energia (keV)	Atividade declarada (kBq)	Probabilidade de abrangência (%)	Fabricante
¹⁵² Eu	Eu-152	121,7817 ± 0,0003	374 ± 11	99	Eckert & Ziegler ^a
		244,6974 ± 0,0008			
		344,2785 ± 0,0012			
		778,9045 ± 0,0024			
		964,072 ± 0,018			
		1408,013 ± 0,003			
⁶⁰ Co	Co-60	1173,228 ± 0,003	380 ± 12	99	Eckert & Ziegler ^a
	Co-60/A		40 ± 2	100	Amersham ^b
¹³⁷ Cs	Fonte Padrão	661,657 ± 0,003	120 ± 5	95	Ipen-Cnen/SP ^c
	Fonte Teste		33 ± 2	100	Ipen-Cnen/SP
¹³³ Ba	Ba-133/A	356.0129 ± 0.0007	46 ± 3	100	Amersham ^b
²⁴¹ Am	Am-241	59,5409 ± 0,0001	453 ± 16	99	Eckert & Ziegler ^d

^a N° de referência EZIP 1489-81. ^b N° do certificado 2149. ^c Certificado N° 01/2011. ^d N° de referência EZIP 1507-20.

O posicionamento das fontes foi realizado por mangueiras plásticas introduzidas pelo duto presente no objeto simulador (FIG. 3.1), no eixo crânio-caudal.

A fonte radioativa foi colocada em posições definidas para o estudo, na maioria dos casos, na região entre os pulmões (mediastino), a 37,5 cm do orifício superior do simulador, para corpo inteiro, e na região da cartilagem cricóide (“pomo de adão”), a 24,0 cm do orifício superior do simulador, para as medidas na tireóide. No estudo da geometria de medição do sistema 8x4” foi necessário deslocar a fonte para estudar a influência da posição desta em relação ao detector. Nas condições descritas, foram realizadas as calibrações e as medições de investigação dos fatores de influência para a atividade mensurada.

Para todas as considerações feitas, calculou-se a atividade obtida para o radionuclídeo. O modelo geral para o cálculo da atividade do radionuclídeo é apresentado na publicação nº 69 da *International Commission on Radiation Units*

and Measurement (ICRU 69, 2003), onde são definidos os símbolos e o procedimento para o cálculo da contribuição da linha de base. A Eq. 3.1 apresenta o modelo para o cálculo da atividade descrito na publicação ICRU 69 (2003)

$$A_B = y = \frac{n_P - Z_0}{\Delta t \cdot \varepsilon \cdot I_\gamma} \quad (3.1)$$

onde: n_P : número de contagens da região do pico;

z_0 : contribuição da linha de base;

Δt : tempo de medição (s);

ε : eficiência de contagens (contagens/(s.Bq)), e

I_γ : probabilidade de emissão do radionuclídeo para a energia E_i .

A Eq. 3.2 representa a incerteza padrão associada à atividade, calculada pela propagação das incertezas da Eq.3.1, seguindo as recomendações de JCGM (2008).

$$u(y) = \sqrt{\left(\frac{\partial y}{\partial S}\right)^2 \cdot \sigma_S^2 + \left(\frac{\partial y}{\partial \varepsilon}\right)^2 \cdot \sigma_\varepsilon^2 + \left(\frac{\partial y}{\partial I_\gamma}\right)^2 \cdot \sigma_{I_\gamma}^2} \quad (3.2)$$

onde: S representa a área líquida sob o pico ($n_P - z_0$), e

σ representa a incerteza padrão associada às grandezas.

O tempo de medição (Δt) foi considerado como valor absoluto devido à correção do tempo morto realizada pelo software, logo a incerteza de medição associada à essa grandeza foi considerada desprezível.

A função densidade espectral da linha de base, $H(x)$, considera a contribuição da interferência de outros picos no espectro. Dependendo da forma do espectro, são aplicadas as seguintes aproximações à linha de base:

a) Base constante

$$H(x) = a_1; \quad (3.3)$$

b) Base linear (assumida no caso da espectrometria gama)

$$H(x) = a_1 + a_2 \cdot x, \text{ e} \quad (3.4)$$

c) Base com alterações produzidas por picos adjacentes

$$H(x) = a_1' + a_2' \cdot x + a_3' \cdot x^2 + a_4' \cdot x^3. \quad (3.5)$$

FIGURA 3.2 – Regiões utilizadas para o cálculo da linha de base e da atividade do pico (CIEMAT, 2010).

São consideradas cinco regiões do espectro (A_1 , A_2 , B , A_3 e A_4), definidas por cinco intervalos de energia (Δx_1 , Δx_2 , Δx_p , Δx_3 e Δx_4), sendo B a região definida pelo pico (FIG. 3.2). Nos casos de bases constantes e lineares, (a) e (b), respectivamente, a contribuição da linha de base, z_0 , e a incerteza padrão associada a essa contribuição, podem ser calculadas da seguinte maneira (CIEMAT, 2010):

$$z_0 = \frac{\Delta x_p}{(\Delta x_1 + \Delta x_2)} \cdot (n_1 + n_2) \quad (3.6)$$

onde: Δx_p representa largura do pico, em canais;

Δx_i representa largura das regiões adjacentes ao pico, em canais;

n_i representa número de contagens da região A_i , e

$u(z_0)$ representa incerteza da contribuição da linha de base.

$$u(z_0) = \sqrt{\left(\frac{\Delta x_p}{\Delta x_1 + \Delta x_2}\right)^2 \cdot (n_1 + n_2)} \quad (3.7)$$

No caso de base com alterações produzidas por picos adjacentes, caso (c), os intervalos de energia que definem as regiões A_1 , A_2 , A_3 e A_4 devem ser iguais, ou seja, $\Delta x_1 = \Delta x_2 = \Delta x_3 = \Delta x_4 = \Delta x$. No caso (c), a contribuição da linha de base, z_0 , e a incerteza padrão associada a essa contribuição, podem ser calculadas da seguinte maneira (CIEMAT, 2010):

$$z_0 = c_0 \cdot n_0 - c_1 \cdot n'_0 \quad (3.8)$$

$$u(z_0) = \sqrt{(c_0^2 + c_1^2)n_0 - 2 \cdot c_0 \cdot c_1 \cdot n'_0} \quad (3.9)$$

onde: c_0 é definido por :

$$c_0 = \frac{\Delta x_p}{4 \cdot \Delta x} \quad (3.10)$$

c_1 é definido por:

$$c_1 = \frac{c_0 \cdot \left(\frac{4}{3} + 4c_0 + \frac{8c_0^2}{3} \right)}{(1 + 2 \cdot c_0)} \quad (3.11)$$

n_0 representa a soma das regiões adjacentes ao pico

$$n_0 = n_1 + n_2 + n_3 + n_4 \quad (3.12)$$

n'_0 é definido por:

$$n'_0 = n_1 - n_2 - n_3 + n_4 \quad (3.13)$$

Devido à proximidade do pico do ^{137}Cs com o pico de 511 keV da produção de pares do pico do ^{40}K , presente nos ossos do simulador, foi assumida uma linha de base com alterações produzidas por picos adjacentes, caso (c).

As regiões utilizadas foram escolhidas a partir da análise visual do espectro, apresentadas na TAB 3.3.

TABELA 3.3 – Regiões utilizadas para o cálculo da atividade por sistema de detecção.

Sistema	Região	Canal		Δx_i
		Início	Fim	
3x3"	n1	347	361	15
	n2	362	376	15
	np	377	459	83
	n3	460	474	15
	n4	475	489	15
8x4"	n1	347	371	25
	n2	372	396	25
	np	397	490	94
	n3	491	515	25
	n4	516	540	25

Medidos a 20 °C e 50% de umidade relativa do ar

3.1 Calibração

Segundo as recomendações do INMETRO (2008), a calibração é uma operação que estabelece, em uma primeira etapa e sob condições específicas, uma relação entre os valores fornecidos por padrões, com as respectivas incertezas de medição, e as medições correspondentes com as incertezas associadas. Em uma segunda etapa, utiliza-se esta informação para estabelecer uma relação (curva ou diagrama de calibração) visando a obtenção de um resultado de medição a partir de uma indicação.

Os sistemas foram calibrados utilizando-se as fontes radioativas com atividades declaradas em certificados. A calibração do sistema de monitoração *in vivo* das radiações é constituída de duas partes, sendo a primeira a calibração em energia e a segunda a calibração da eficiência.

Os procedimentos descritos a seguir foram os mesmos para as medições de corpo inteiro e tireóide com tempos de contagem de 900 s e 300 s respectivamente.

3.1.1 Calibração em energia

A calibração em energia consiste em se estabelecer uma relação entre os canais do Analisador Multicanal (MCA) e a energia dos fotopicos do padrão de calibração. É apresentada na forma de uma curva de calibração na qual são relacionados os fotopicos de energia e os centróides fornecidos pelo software Renascence32, ou seja, os canais correspondentes a estes fotopicos. As curvas de calibração foram ajustadas com as fontes localizadas na região do mediastino do simulador antropomórfico, ou seja, a região entre os pulmões, localizada a 37,5 cm da abertura superior da cabeça, para a geometria de corpo inteiro, e na região da cartilagem cricóide, “pomo de adão”, para a geometria de tireóide. Foi adotado o ajuste sugerido no manual do software CANBERRA (1995), para a curva de calibração (Eq. 3.14). O software Origin 8.0 foi utilizado para realizar os ajustes dos polinômios representados pela Eq. 3.14.

$$E = C_0 + C_1x + C_2x^2 + C_3x^3 \quad (3.14)$$

onde: E representa a energia do fotopico em keV;

C_0 representa o ajuste de energia;

C_1 representa o ganho do sistema, e

C_2 e C_3 levam em consideração a não linearidade do sistema.

Este tipo de calibração é imprescindível para a identificação do radionuclídeo, feita por correspondência com a biblioteca disponível no software de análise.

Os valores de energia utilizados variaram de $(59,5409 \pm 0,0001)$ keV, correspondente à energia do ^{241}Am , a $(1408,013 \pm 0,003)$ keV, do ^{152}Eu . Mesmo a faixa de operação do LMIV sendo de emissões gama de alta energia (> 100 keV), optou-se em utilizar como primeiro ponto o fotopico do ^{241}Am , para um melhor ajuste da curva de calibração.

3.1.2 Calibração da eficiência

A calibração da eficiência é específica de cada ensaio ou medição e consiste em se estabelecer uma relação entre a área líquida dos fotopicos do padrão de referência, identificados na medição de calibração, e a atividade associada a estes fotopicos. A calibração da eficiência permite que sejam quantificados os valores de medição que estão dentro da faixa de operação do sistema utilizado.

A metodologia adotada para a calibração da eficiência nas monitorações de corpo-inteiro é baseada na combinação dos seguintes processos:

- a) Verificação prévia da calibração do sistema de detecção para energia;
- b) Posicionamento do simulador antropomórfico, na geometria de cadeira inclinada, a uma distância fixa do detector, sinalizando-se a posição da cadeira e do detector;
- c) Registro dos dados referentes ao padrão de calibração (identificação do certificado, radionuclídeo, atividade (Bq), incertezas e data da calibração do padrão);
- d) Medição com o simulador na geometria especificada. O tempo de contagem varia em função da atividade do padrão de calibração. O número de contagens, nas regiões de interesse associadas aos fotopicos, deve ser superior a 10.000 contagens para que a incerteza associada à contagem seja inferior a 1% $(u(n_i) = \sqrt{n_i})$, e
- e) Calcula-se a eficiência para cada energia e traça-se a curva de eficiência.

Neste tipo de ensaio, pode-se desprezar o decaimento radioativo da fonte durante a medição. A calibração da eficiência estabelece uma relação entre a área líquida dos picos identificados e a atividade do radionuclídeo correspondente (CANBERRA, 1995):

$$\varepsilon = \frac{S \cdot e^{\left(\ln(2) \cdot \frac{\Delta t_0}{T_{1/2}} \right)}}{\Delta t \cdot I_\gamma \cdot A_0} \quad (3.15)$$

onde: ε representa a eficiência de detecção para a energia E_i ;

S representa a área líquida sob o fotopico de absorção total na energia E_i

($S = n_P - z_0$);

Δt_0 : o tempo entre a medição e aquele apontado no certificado da fonte padrão;

$T_{1/2}$: a meia-vida do radionuclídeo de referência,

Δt : o tempo de medição;

I_γ : a probabilidade de emissão do radionuclídeo para a energia E_i , e,

A_0 : a atividade do padrão de calibração, apontada no certificado de calibração.

A incerteza associada à eficiência é calculada como:

$$u(\varepsilon) = \varepsilon \cdot \sqrt{\left(\frac{u(S)}{S}\right)^2 + \left(\frac{\ln(2) \cdot \Delta t_0 \cdot u(T_{1/2})}{T_{1/2}^2}\right)^2 + \left(\frac{u(I_\gamma)}{I_\gamma}\right)^2 + \left(\frac{u(A_0)}{A_0}\right)^2} \quad (3.16)$$

Após o cálculo da eficiência de detecção para cada pico de calibração, a eficiência de detecção em função da energia pode ser representada de várias maneiras. No caso da espectrometria gama, essa função pode ser descrita como um polinômio de grau n (CANBERRA, 1995):

$$\ln(\varepsilon_i) = b_0 + b_1 \cdot \ln(E_i) + b_2 \cdot \ln(E_i)^2 + \dots + b_n \cdot \ln(E_i)^n \quad (3.17)$$

Este modelo é chamado de função dual porquê engloba dois modelos separados, um para a região de baixas energias e um para a de altas energias, tendo um ponto de intersecção comum a ambas. O grau do polinômio depende do número de pontos de calibração disponíveis, sendo:

- $n = 2$ para 3 a 5 pontos de calibração;
- $n = 3$ para 6 ou 7 pontos de calibração;
- $n = 4$ para 8 ou 9 pontos de calibração, e
- $n = 5$ para 10 ou mais pontos de calibração.

3.2 Limiar de decisão e limite de detecção

Após a calibração ter sido realizada, foram determinados o limiar de decisão e o limite de detecção dos sistemas. Os radionuclídeos utilizados para estabelecer esses valores de interesse para o detector 8x4" foram ^{137}Cs , ^{60}Co e ^{152}Eu , para simular o ^{57}Co (122 keV) e o ^{134}Cs (798 keV), respectivamente, e para o detector 3x3" foi o ^{133}Ba , por simular o ^{131}I .

O limiar de decisão (y^*) fornece uma maneira de se distinguir a diferença entre a taxa de contagem da grandeza medição e a taxa de contagem de um branco relacionado com essa medição (por exemplo o espectro obtido a partir de uma pessoa que nunca teve contato com material radioativo não selado). Este limiar representa o valor crítico de um teste estatístico que permite a escolha entre a hipótese de que o fenômeno físico estudado não esteja ocorrendo durante a medição, e a hipótese contrária de que este ocorra. Deve-se considerar que, quando se conclui que o fenômeno físico estudado não está presente, sempre haverá uma probabilidade α de que se tenha chegado a uma conclusão incorreta e o fenômeno físico esteja ocorrendo (erro tipo I). Da mesma forma, quando se conclui que o fenômeno físico esteja ocorrendo, existe uma probabilidade β de que esta conclusão esteja incorreta (erro tipo II) (CIEMAT, 2010).

Foi adotado o limiar de decisão para esse modelo recomendado na publicação CIEMAT (2010):

$$y^* = k_{1-\alpha} \cdot \sqrt{\frac{z_0 + u(z_0)^2}{\Delta t \cdot \varepsilon}} \quad (3.18)$$

onde: $k_{1-\alpha}$ representa o quantil da distribuição normal padrão, para a probabilidade ou nível de confiança ($\alpha = 0,95$).

O valor do limite de detecção ($y^\#$) indica a capacidade do sistema do laboratório de detectar um radionuclídeo em uma amostra ou em uma pessoa, também denominada atividade mínima detectável (MDA), ou limite inferior de detecção (LLD). É calculado de acordo com a publicação CIEMAT (2010):

$$y^\# = y^* + k_{1-\beta} \cdot u(y^\#) \quad (3.19)$$

onde: $k_{1-\beta}$:representa o quantil da distribuição normal padrão, também conhecido como fator de abrangência, para a probabilidade ou nível de confiança ($\beta= 0,95$), e

$u(y^\#)$: incerteza do limite de detecção, dada por:

$$u(y^\#) = \sqrt{\left(\frac{1}{\Delta t \cdot \varepsilon}\right)^2 \cdot (y^\# \cdot \Delta t \cdot \varepsilon + z_0 + u(z_0))^2 + (y^\#)^2 \cdot \left(\frac{u(\varepsilon)}{\varepsilon}\right)^2} \quad (3.20)$$

Para este trabalho, os fatores de abrangência são considerados iguais de maneira que seja atribuído o mesmo peso aos erros do tipo A e do tipo B.

Assim:

$$k = k_{1-\alpha} = k_{1-\beta} \quad (3.21)$$

3.3 Estudo de fatores de influência

Os fatores de influência foram considerados como aqueles que não são o mensurando, mas afetam o resultado da medição deste.

Os fatores de influência foram escolhidos baseados em DOERFEL *et al.* (2006) onde são sugeridos fatores que podem influenciar na incerteza de medição. Porém, a metodologia adotada para a análise quantitativa da contribuição da incerteza, utilizando a incerteza relativa para cada fator estudado, foi feita seguindo o procedimento adotado pela *International Atomic Energy Agency* IAEA (2011).

Para cada parâmetro estudado, foram realizadas seis medições da fonte padrão, para que fossem obtidas médias com cinco graus de liberdade. Os espectros foram analisados de acordo com a metodologia descrita para o cálculo da atividade.

3.3.1 Operador

A análise da influência do operador sobre a medição foi realizada utilizando três operadores (A, B e C) com anos de experiência na monitoração *in vivo* diferentes (8, 6 e 2 anos, respectivamente). A fonte radioativa foi posicionada na posição de calibração, a 37,5 cm do orifício superior, e coube aos operadores posicionarem os detectores, 8x4" e 3x3".

3.3.2 Geometria de medição

A influência da geometria de medição foi analisada pela variação do posicionamento dos sistemas em relação ao utilizado para as calibrações. O sistema 8x4" foi estudado a partir da variação da distribuição da fonte padrão dentro do objeto simulador. Para o detector 3x3", por ser dedicado à monitoração de tireóide, foi realizado o estudo de posicionamento do detector mantendo a fonte padrão fixa na região do pomo de adão.

O intervalo de variação da posição da fonte padrão foi escolhido considerando os diferentes estágios de uma incorporação. A fonte padrão foi posicionada desde a região da orofaringe, via de entrada para uma inalação, até a região da bexiga, considerando que o material radioativo esteja na iminência de ser excretado. Objetivou-se, inicialmente, simular duas situações, o da contaminação recém-ocorrida, e o da excreção final eminente, por vias urinárias, quando o elemento radioativo encontra-se concentrado na bexiga. O espaçamento entre pontos de medição, 5 cm, foi escolhido de forma que o simulador antropomórfico fosse percorrido em todos os pontos de medição (FIG. 3.3).

FIGURA 3.3 – Simulador antropomórfico com pontos de medição do estudo de influência da geometria de medição para o 8x4”.

O posicionamento do detector de 3x3” é auxiliado pelo espaçador existente que separa a ponta do posicionador e a janela do detector em 35 cm. Devido à existência deste espaçador e ao fato do detector ser dedicado à tireóide, foi escolhida uma menor variação espacial da geometria de medição. A FIG 3.4 apresenta como foi feito o posicionamento do detector em relação ao objeto simulador.

FIGURA 3.4 – Posicionamento do 3x3”. Adaptado de (KRAMER *et al.*, 1994).

3.3.3 Flutuações eletrônicas com o tempo

A calibração diária em energia do sistema de corpo inteiro é feita antes do início das atividades no laboratório, podendo o ganho eletrônico variar durante o dia. Para avaliar esta variação, foram realizados três grupos de seis medições sem que o arranjo experimental fosse modificado e concordando com a geometria de calibração. Sendo primeiro grupo realizado 1 h após a calibração, representando o início do expediente, o segundo após 5 h, que representaria a retomada após almoço, e o terceiro no fim do expediente após 8 h.

3.3.4 Condições ambientais

O estudo de influência das condições ambientais sobre a incerteza de medição foi realizado considerando duas situações para cada detector. Na primeira, a umidade relativa do ar foi mantida fixa em 30% e a temperatura sofreu uma variação de 5 °C no intervalo ($15 \leq T \leq 25$) °C. Sendo que, para cada temperatura foram realizadas seis medições consecutivas, considerando um intervalo de dez minutos a partir da obtenção da condição ambiental desejada, antes de cada grupo de medições, para que pudéssemos considerar a condição ambiental estável.

Na segunda, a temperatura foi mantida fixa, 20 °C, e a umidade foi estabelecida em três condições diferentes, 30%, 50% e 60%. Foi seguido o mesmo procedimento de controle e estabilização adotado na situação anterior e também foram realizadas seis medições para cada umidade. A partir dos resultados de medição para cada detector foram estabelecidas as médias de cada grupo e ajustou-se para uma gaussiana com todas as médias do detector obtendo-se a incerteza relativa do desvio desta.

Foi utilizado um termo-higrômetro analógico, marca Lufft, modelo Durotherm, para o controle das condições ambientais, posicionado ao lado do analisador multicanal (FIG. 3.5), uma vez que o cristal NaI:TI, mesmo sendo higroscópico, é selado contra a umidade e outras interferências. Contudo, a eletrônica não é protegida contra variações das condições ambientais, podendo ocasionar variações no ganho eletrônico dos sistemas. O termohigrômetro foi calibrado e os valores reportados em certificado com fator de abrangência $k=2$,

infinitos graus de liberdade e uma probabilidade de abrangência de 95% (certificado nº, LV23386/09, com rastreabilidade à rede brasileira de calibração).

FIGURA 3.5 – Posicionamento do Termo- higrômetro para controle das condições ambientais.

3.3.5 Fonte de baixa atividade

A influência da baixa atividade sobre o resultado de medição foi analisada utilizando uma fonte de ^{137}Cs , ($32,7 \pm 1,8$) kBq (fonte teste) com $k = 2$ e probabilidade de abrangência de 95%.

No estudo da influência da baixa atividade sobre a incerteza da medição há predominância dos efeitos aleatórios ou estatísticos devido à maior influência da linha de base z_0 nas medições. Foram realizadas seis medições para averiguar qual a contribuição de uma atividade mais baixa na incerteza de medição.

3.4 Estimativa da incerteza de medição

A análise foi realizada por meio da incerteza padrão relativa aos valores médios de cada fator em percentual. Adotou-se o desvio padrão da

distribuição da probabilidade aplicada em cada caso como incerteza padrão. Os critérios, para a escolha da distribuição de probabilidades, foram adotados seguindo o JCGM (2008).

Os desvios foram calculados para a probabilidade de abrangência de 1σ , isto é, 68%, para a distribuição normal, e 100%, para a distribuição retangular.

A partir das incertezas padrão relativas foram calculadas as incerteza padrão combinada relativa e a incerteza expandida, para um índice de significância de 95% de uma distribuição normal. Os cálculos foram realizados utilizando o software Microsoft Office Excel 2007.

4. RESULTADOS

Os resultados foram apresentados seguindo a ordem dos procedimentos adotados no LMIV para estimativa da atividade. Em primeiro lugar, foi realizada a calibração dos sistemas, em seguida, os cálculos do limiar de decisão e limite de detecção, e finalmente, os estudos dos fatores de influência sobre a incerteza da medição de atividade. Os resultados das medições foram obtidos sob as seguintes condições ambientais: 20 °C de temperatura e 50% de umidade relativa do ar, com exceção dos estudos das condições ambientais em que foi necessário variar os parâmetros.

4.1 Calibração

4.1.1 Calibração em energia

A calibração em energia é apresentada em forma de curva de calibração onde se têm as relações entre os fotopicos de energia e os centróides, ou seja, os canais correspondentes aos fotopicos. As curvas de calibração foram ajustadas para a fonte localizada na região do mediastino, a 37,5 cm do topo da cabeça, para a geometria de corpo inteiro e na região da cartilagem cricóide para a geometria de tireóide. As curvas são apresentadas nas FIG. 4.1 e 4.2.

FIGURA 4.1 - Curva de calibração em energia do sistema 8x4", com os parâmetros do ajuste do software Origin8.0.

FIGURA 4.2 - Curva de calibração em energia do sistema 3x3", com os parâmetros do ajuste do software Origin8.0.

4.1.1 Calibração da eficiência

A partir das medições foram geradas curvas de calibração da eficiência pelo ajuste dos dados experimentais utilizando a Eq.3.15:

As curvas são apresentadas nas FIG. 4.3 e 4.4 com a eficiência na unidade de contagens por segundo por becquerel (cps/Bq).

FIGURA 4.3 - Curva de calibração da eficiência do detector de 8x4" com os parâmetros do ajuste do software Origin8.0.

FIGURA 4.4 - Curva de calibração da eficiência do detector de 3x3", com os parâmetros do ajuste do software Origin8.0.

Os valores de eficiência obtidos pelo ajuste da curva de calibração em eficiência para o fotopico do ^{137}Cs foram $(2,1 \pm 0,2) \cdot 10^{-3}$ cps/Bq, detector de 8x4", e $(6,5 \pm 0,3) \cdot 10^{-4}$ cps/Bq, detector 3x3". Essas incertezas foram reportadas com probabilidade de abrangência de 68%, para infinitos graus de liberdade e $k=1$.

4.2 Limiar de decisão e limite de detecção

Os limites de detecção foram obtidos de acordo com o procedimento descrito no capítulo anterior, e os resultados são apresentados na TAB. 4.1 juntamente com os valores dos menores limites de detecção reportados por NAVARRO (2011), e os valores típicos de limite de detecção reportados na Publicação 78 da ICRP (1997).

TABELA 4.1 – Resultados do limiar de decisão e do limite de detecção obtidos para ambos sistemas e valor da literatura.

Sistema	Radionuclídeo (Energia)	$y^{\#}$ (Bq)	y^* (Bq)	NAVARRO (2011)		ICRP (1997)
				$y^{\#}$ (Bq)	y^* (Bq)	$y^{\#}$ (Bq)
8x4"	Co-57 (122 keV)	59	29	70	35	100
	Co-60 (1173.2 keV)	36	17	56	27	50
	Cs-134 (798,9 keV)	44	22	60	30	50
	Cs-137 (661.7 keV)	48	23	67	33	50
3x3"	I-131 (364,5 keV)	20	10	18	9	100

4.3 Estudo dos fatores de influência

4.3.1 Operador

Os resultados para a influência do operador foram obtidos em duas etapas. Na primeira, foram analisadas as distribuições das medições efetuadas por cada operador e, na segunda, obteve-se a distribuição retangular para as médias das medições executadas por cada operador.

Os resultados individuais obtidos por operador são mostrados nas TAB. 4.2 e 4.3.

TABELA 4.2 – Resultados de atividade (kBq) para o estudo de influência do operador sobre a medição do sistema 8x4”, com a incerteza relativa.

Medição	Operador A	Operador B	Operador C
1	111 ± 9	113 ± 9	112 ± 9
2	113 ± 9	105 ± 9	112 ± 9
3	112 ± 9	118 ± 10	110 ± 9
4	112 ± 9	119 ± 10	111 ± 9
5	112 ± 9	117 ± 10	111 ± 9
6	112 ± 9	121 ± 10	109 ± 9
Média	112 ± 4	115 ± 4	111 ± 4
Incerteza relativa(%)	1,2		

TABELA 4.3 – Resultados de atividade (kBq) para o estudo de influência do operador sobre a medição do sistema 3x3”, com a incerteza relativa.

Medição	Operador A	Operador B	Operador C
1	114 ± 6	114 ± 6	120 ± 6
2	112 ± 6	115 ± 6	128 ± 7
3	107 ± 6	117 ± 6	111 ± 6
4	115 ± 6	118 ± 6	114 ± 6
5	109 ± 6	115 ± 6	118 ± 6
6	118 ± 6	103 ± 6	116 ± 6
Média	112 ± 2	114 ± 2	118 ± 3
Incerteza relativa (%)	1,3		

4.3.2 Geometria de medição

O estudo de geometria de medição foi conduzido de formas diferentes para os detectores. Para o detector 8x4”, foi avaliado o posicionamento da fonte padrão mantendo o detector fixo, devido a menor mobilidade do detector de corpo inteiro em relação ao indivíduo e, para o detector 3x3”, por ser dedicado à monitoração de tireóide, foi realizado o estudo de posicionamento do detector mantendo a fonte padrão fixa na região do pomo de adão.

4.3.2.1 Posicionamento da fonte em relação ao detector

Na TAB. 4.4 são apresentadas as médias obtidas para cada ponto de medição. Esses valores foram utilizados para construção da gaussiana da FIG 4.5, que representa a distribuição de probabilidade normal. A incerteza padrão relativa foi obtida a partir da distribuição normal para uma probabilidade de abrangência de 68% (1σ) e infinitos graus de liberdade efetivos.

Na FIG 4.6 são apresentadas as variações dos resultados de medição deste fator de influência em relação ao declarado no certificado de calibração. Os resultados de medição são comparados a um erro de 50% em relação ao valor verdadeiro convencionado como forma de avaliar a dispersão dos valores.

TABELA 4.4 – Resultados de atividade, obtidos para o posicionamento da fonte padrão em relação ao detector 8x4”, com a respectiva incerteza relativa.

Região do corpo	Distância do orifício de entrada (cm)	Atividade (kBq)	Incerteza relativa (%)
Orofaringe	17,5	$74 \pm 2,5$	12,9
Pescoço	22,5	130 ± 4	
	27,5	174 ± 6	
Mediastino	32,5	169 ± 6	
	37,5	110 ± 4	
Estômago	42,5	149 ± 5	
	47,5	189 ± 6	
	52,5	127 ± 4	
Intestinos	57,5	106 ± 4	
	62,5	100 ± 3	
	67,5	78 ± 3	
	72,5	65 ± 2	
Bexiga	77,5	55 ± 2	

FIGURA 4.5 – Distribuição das médias do fator posicionamento (8x4”).

Figura 4.6 – Distribuição das médias dos resultados de medição em relação ao valor verdadeiro convencionado.

4.3.2.2 Posicionamento do detector em relação à fonte

Na TAB 4.5 são apresentadas as médias obtidas para cada ponto de medição. Esses valores foram utilizados para construção da gaussiana da FIG 4.7, que representa a distribuição de probabilidade normal. A incerteza padrão

relativa foi obtida a partir da distribuição normal para uma probabilidade de abrangência de 68% (1σ) e infinitos graus de liberdade efetivos.

FIGURA 4.7 – Distribuição das médias do fator posicionamento (3x3”).

TABELA 4.5 – Resultados das médias de atividade obtidas para o posicionamento (detector 3x3”), com a respectiva incerteza relativa.

Direção	Deslocamento (cm)	Atividade (kBq)	Incerteza relativa(%)
Póstero-anterior	-1	131 ± 3	7,8
	-2	123 ± 3	
	0	117 ± 3	
	1	115 ± 3	
	2	100 ± 2	
Látero-lateral	-2	112 ± 2	
	-1	119 ± 3	
	0	117 ± 3	
	1	116 ± 3	
	2	119 ± 3	
Caudo-Cranial	-2	105 ± 2	
	-1	110 ± 2	
	0	117 ± 3	
	1	115 ± 3	
	2	107 ± 2	

4.3.3 Condições ambientais

A partir dos dados coletados para o cálculo de atividade, foi analisada a dependência entre a temperatura e o centróide do fotopico. Estes resultados são apresentados nas FIG 4.8 e 4.9, para o detector 8x4", e nas FIG 4.10 e 4.11, para o detector 3x3".

FIGURA 4.8 – Relação entre centróide do pico do ^{137}Cs e a temperatura no momento da medição (sistema 8x4").

FIGURA 4.9 – Relação entre centróide do pico do ^{137}Cs e a temperatura no momento da medição (sistema 3x3").

FIGURA 4.10 – Relação entre centróide do pico do ^{137}Cs e a umidade no momento da medição (sistema 8x4\").

FIGURA 4.11 – Relação entre centróide do pico do ^{137}Cs e a umidade no momento da medição (sistema 3x3\").

Os resultados apresentados na TAB. 4.6 foram obtidos a partir das medições consecutivas para cada temperatura.

TABELA 4.6 – Resultados de atividade (kBq) para o estudo de influência da temperatura sobre a medição dos sistemas.

Detector	Medição	15 °C	20 °C	25 °C
8x4"	1	112 ± 9	110 ± 9	111 ± 9
	2	113 ± 9	111 ± 9	109 ± 9
	3	113 ± 9	110 ± 9	110 ± 9
	4	112 ± 9	109 ± 9	110 ± 9
	5	113 ± 9	110 ± 9	110 ± 9
	6	112 ± 9	110 ± 9	110 ± 9
	Média	113 ± 4	110 ± 4	110 ± 4
3x3"	1	119 ± 6	116 ± 6	115 ± 6
	2	120 ± 6	116 ± 6	114 ± 6
	3	119 ± 6	115 ± 6	116 ± 6
	4	120 ± 6	118 ± 6	113 ± 6
	5	120 ± 6	118 ± 6	116 ± 6
	6	119 ± 6	117 ± 6	115 ± 6
	Média	119 ± 3	117 ± 3	115 ± 3

Os resultados de medição obtidos para a influência da umidade são apresentados na TAB. 4.7.

TABELA 4.7 – Resultados de atividade (kBq) para o estudo de influência da umidade sobre a medição dos sistemas.

Detector	Medição	30%	50%	60%
8x4"	1	110 ± 9	110 ± 9	110 ± 9
	2	110 ± 9	109 ± 9	111 ± 9
	3	111 ± 9	110 ± 9	111 ± 9
	4	110 ± 9	109 ± 9	111 ± 9
	5	111 ± 9	110 ± 9	111 ± 9
	6	110 ± 9	110 ± 9	111 ± 9
	Média	110 ± 4	110 ± 4	111 ± 4
3x3"	1	116 ± 6	120 ± 6	115 ± 6
	2	116 ± 6	119 ± 6	113 ± 6
	3	115 ± 6	115 ± 6	115 ± 6
	4	117 ± 6	115 ± 6	119 ± 6
	5	118 ± 6	115 ± 6	118 ± 6
	6	117 ± 6	116 ± 6	114 ± 6
	Média	117 ± 3	116 ± 3	116 ± 3

A partir das médias dos resultados apresentados nas TAB. 4.6 e 4.7 foram obtidas as curvas de distribuição para os sistemas 8x4" e 3x3",

respectivamente. Os valores dos desvios das gaussianas, em percentagem, correspondentes às incertezas relativas foram de 1,4%, detector 8x4", e 0,9%, detector 3x3". Estes valores possuem uma probabilidade de abrangência de 68% (1σ) e infinitos graus de liberdade.

FIGURA 4.12 – Distribuição obtida para as variações das condições ambientais no momento da medição (sistema 8x4").

FIGURA 4.13 – Distribuição obtida para as variações das condições ambientais no momento da medição (sistema 3x3").

4.3.4 Flutuações eletrônicas com o tempo

Os resultados apresentados nas TAB. 4.8 e 4.9 são os das medições realizadas para avaliar a flutuação do ganho eletrônico durante o dia. Em conjunto, foram apresentadas as médias com desvios e a incerteza relativa, em percentual, obtida para essa variação. considerou-se que os valores seguem a distribuição retangular, com probabilidade de abrangência de 100% e possui infinitos graus de liberdade.

TABELA 4.8 – Resultados de atividade (kBq) para o estudo de influência do tempo após a calibração sobre a medição, do sistema 8x4", com as respectivas incertezas relativas.

Medição	1 h	5 h	8 h
1	139 ± 12	139 ± 12	140 ± 12
2	139 ± 12	140 ± 12	139 ± 12
3	138 ± 11	139 ± 12	140 ± 12
4	139 ± 12	137 ± 11	139 ± 12
5	140 ± 12	139 ± 11	139 ± 12
6	140 ± 12	139 ± 12	139 ± 12
Média	139 ± 5	139 ± 5	139 ± 5
Incerteza relativa (%)	0,1		

TABELA 4.9 – Resultados de atividade (kBq) para o estudo de influência do tempo após a calibração sobre a medição, do sistema 3x3" com as respectivas incertezas relativas.

Medição	1 h	5 h	8 h
1	113 ± 6	119 ± 6	116 ± 6
2	114 ± 6	118 ± 6	115 ± 6
3	111 ± 6	118 ± 6	116 ± 6
4	113 ± 6	114 ± 6	117 ± 6
5	115 ± 6	121 ± 6	116 ± 6
6	114 ± 6	117 ± 6	117 ± 6
Média	114 ± 2	118 ± 3	116 ± 3
Incerteza relativa (%)	1,1		

4.3.5 Baixa atividade

A influência da baixa atividade sobre o resultado de medição foi analisada utilizando-se uma fonte de ^{137}Cs , $(32,7 \pm 1,8)$ kBq (fonte teste) com $k = 2$ e probabilidade de abrangência de 95%. Os resultados são apresentados nas TAB. 4.10 e 4.11.

TABELA 4.10 – Resultados de atividade, para o estudo de influência da baixa atividade sobre a medição, no sistema 8x4”, com incerteza relativa.

Medição	Atividade (kBq)
1	36 ± 3
2	35 ± 3
3	36 ± 3
4	36 ± 3
5	35 ± 3
6	36 ± 3
Média	36 ± 1
Incerteza relativa (%)	3,4

TABELA 4.11 – Resultados de atividade, para o estudo de influência da baixa atividade sobre a medição, no sistema 3x3”, com incerteza relativa.

Medição	Atividade (kBq)
1	48 ± 2
2	48 ± 2
3	50 ± 2
4	49 ± 2
5	47 ± 2
6	47 ± 2
Média	48 ± 1
Incerteza relativa (%)	1,7

4.4 Análise quantitativa das influências

Nas TAB. 4.12 e 4.13 são apresentados os componentes da incerteza de medição considerados para este estudo, juntamente com as probabilidades de abrangência; a distribuição de probabilidade; o divisor ou fator de abrangência da distribuição escolhida, utilizado para calcular a incerteza padrão; a incerteza padrão ($u_i(y)$); os graus de liberdade (ν_i); a incerteza combinada ($u(y)$); os graus de liberdade efetivos (ν_{ef}); o fator de abrangência (k), e a incerteza expandida (U).

Tabela 4.12 - Incertezas combinada e expandida resultantes dos estudos de influência sobre o resultado de medição, sistema 8x4”.

Componentes de Incerteza				Distrib. de Probab.	Divisor	Incerteza Padrão		Graus Liber.
Nome	Valor (%)	PA (%)	u _i [y]			v _i		
Cálculo da atividade	± 8,3	68	N	1,00	8,2	infinito		
Posição do detector	± 12,9	68	N	1,00	12,9	infinito		
Tempo após calibração	± 0,1	100	R	1,73	0,1	infinito		
Condições ambientais	± 1,4	68	N	1,00	1,4	infinito		
Baixa atividade	± 3,4	68	N	1,10	3,1	5		
Operador	± 1,2	100	R	1,73	0,7	infinito		
INCERTEZA COMBINADA Relativa(u(y)) (%)						15,7	v _{ef} = infinito	
INCERTEZA EXPANDIDA Relativa (U, aprox. 95%) (%)						31,4	k = 2	
Observação: PA = Probabilidade de Abrangência				N = Normal	R = Retangular			

Tabela 4.13 - Incertezas combinada e expandida resultantes dos estudos de influência sobre o resultado de medição, sistema 3x3”.

Componentes de Incerteza			Distrib. de Probab.	Divisor	Incerteza Padrão	
Nome	Valor (%)	PA (%)			u _i [y]	v _i
Cálculo da atividade	± 5,3	68	N	1,00	5,3	infinito
Posição do detector	± 7,8	68	N	1,00	7,8	infinito
Tempo após calibração	± 1,1	100	R	1,73	0,6	infinito
Condições ambientais	± 0,9	68	N	1,00	0,9	infinito
Baixa atividade	± 1,7	68	N	1,10	1,5	5
Operador	± 1,3	100	R	1,73	0,8	infinito
INCERTEZA COMBINADA Relativa(u(y)) (%)					9,7	v _{ef} = infinito
INCERTEZA EXPANDIDA Relativa (U, aprox. 95%) (%)					19,3	k = 2
Observação: PA = Probabilidade de Abrangência			N = Normal	R = Retangular		

5 DISCUSSÃO

Os resultados obtidos para calibração em energia, nas FIG. 4.1 e 4.2, demonstraram que o ajuste do polinômio de terceiro grau, proposto por CANBERRA (1995), foi bem adequado, por meio do coeficiente de regressão obtido (≈ 1), para ambos os sistemas. Este tipo de calibração é imprescindível para a identificação do radionuclídeo, feita por correspondência com a biblioteca disponível no software de análise.

Um erro na identificação do radionuclídeo pode resultar no resultado de medição super ou subestimado, isto é, cada radionuclídeo possui picos de energia com probabilidades de emissão diferentes, o que poderia gerar um erro no cálculo de atividade. Se fosse identificado ^{214}Bi , $(665,453 \pm 0,022)$ keV, ao invés de ^{137}Cs , $(661,657 \pm 0,003)$ keV, o erro relativo devido à probabilidade de emissão (I_γ), $(0,01521 \pm 0,00011)$ para o ^{214}Bi e $(0,8499 \pm 0,0020)$ para o ^{137}Cs , seria de 98%. Essa comparação denota a importância da calibração em energia possuir um bom coeficiente de regressão (≈ 1).

Os valores de energia utilizados variaram de $(59,5409 \pm 0,0001)$ keV correspondente à energia do ^{241}Am , a $(1408,013 \pm 0,003)$ keV, do ^{152}Eu . Sendo a faixa de operação do LMIV de emissões gama de alta energia (> 100 keV), escolheu-se como primeiro ponto o fotopico do ^{241}Am , para um melhor ajuste da curva de calibração.

A calibração da eficiência do sistema de detecção constitui uma importante etapa para a missão do LMIV, ou seja, estimativa da atividade incorporada. Esse processo consiste em estabelecer uma relação entre a área líquida dos fotopicos do padrão de referência, identificados na medição de calibração, e a atividade associada a estes fotopicos. A calibração da eficiência permite a análise quantitativa da medição na faixa de operação para o tipo de ensaio adotado.

Na execução deste trabalho, adotou-se fonte de ^{137}Cs para todas as análises, devido ao fotopico, $(661,657 \pm 0,003)$ keV, estar localizado praticamente na metade do intervalo de energias de interesse. Outro fato que contribuiu para a

escolha foi a não interferência de fotopicos vizinhos do próprio ^{137}Cs , o que não ocorre para o ^{60}Co e para o ^{152}Eu , que possuem 2 e 16 fotopicos vizinhos, respectivamente.

Por exemplo, a escolha do ^{152}Eu para o estudo acarretaria um maior grau de dificuldade às análises de influência sobre a medição de atividade, pois além da influência dos fatores analisados, teriam que ser considerados os efeitos que um fotopico gera no outro, como por exemplo, o aumento da linha de base, reduzindo as contagens líquidas.

Os valores obtidos pelo ajuste da curva de calibração em eficiência foram $(2,1 \pm 0,2) \cdot 10^{-3}$ cps/Bq, detector de 8x4", e $(6,5 \pm 0,3) \cdot 10^{-4}$ cps/Bq, detector 3x3", ambos para o ^{137}Cs . O fato dos cristais possuírem dimensões diferentes gera essa discrepância nos resultados. Segundo KNOLL (1989), o tamanho do cristal influencia fortemente a sua eficiência de contagem, sendo a espessura do cristal na direção da radiação gama incidente o fator de maior influência.

Os resultados obtidos para o limiar de decisão e limite de detecção refletem a sensibilidade dos sistemas de detecção do LMIV. Ao analisar a TAB. 4.1, observa-se que os valores obtidos neste estudo estão em acordo com os de NAVARRO (2011). Quando os resultados são comparados aos recomendados na publicação 78 da ICRP (1997), observa-se que todos os valores do limite de detecção ($y^{\#}$) estão de acordo com a recomendação.

Esses resultados são importantes para evitar que erros, quanto a existência ou não de contaminação, sejam reportados. O limiar de decisão evita que um falso negativo seja reportado (erro tipo I), e o limite de detecção, ou MDA, evita que um falso positivo seja informado (erro tipo II). Há também, importância significativa desses valores críticos para os exercícios de intercomparação. A partir do conhecimento desses limites pode-se averiguar se o laboratório está ou não apto a participar do exercício.

O estudo sobre os fatores de influência sobre a incerteza do resultado de medição foi realizado para quantificar essa influência, através das incertezas relativas obtidas em cada caso e das distribuições de probabilidade, de acordo com JCGM (2008).

A influência dos fatores área líquida (S), eficiência (ϵ), probabilidade de emissão gama (I_γ) e atividade declarada no certificado das fontes foram consideradas nas Eq. 3.2 e 3.16, que apresentam a propagação das incertezas dessas grandezas. Como apresentado nas TAB. 4.14 e 4.15, suas contribuições foram de 8,3% (sistema 8x4") e 5,3% (sistema 3x3").

O operador foi considerado uma grandeza de influência devido à intervenção deste no processo de medição, pois depende dele o posicionamento do detector. Assim, esse fator tem como papel fundamental avaliar se há concordância entre os resultados obtidos pelos operadores.

Os resultados apresentados nas TAB 4.2 e 4.3 possuem a mesma ordem de grandeza, 1,2% (detector 8x4") e 1,3% (detector 3x3"), indicando que os operadores apresentam boa reprodutibilidade nas medições. Quanto à distribuição de probabilidade adotada, a publicação GUM da JCGM (2008) recomenda que nos casos onde não se tenha total conhecimento da forma da distribuição, opte-se pela distribuição retangular reduzindo o risco de subestimar a incerteza de medição.

O posicionamento é um dos fatores que tem maior influência no resultado de medição devido à diferença entre a geometria de calibração, utilizada para o ajuste da curva de eficiência, e a de medição. Quando a calibração em eficiência é realizada com a fonte e o detector fixos em uma posição, estabelece-se uma relação para aquela geometria através das curvas de calibração. A partir dessa relação serão estimadas as atividades incorporadas pelos indivíduos monitorados no LMIV.

Na FIG 4.6 é possível observar que a variação na posição da fonte pode originar erros de medição maiores que 50%. Essas variações podem ocorrer de acordo com fatores como, distância fonte-detector, ângulo de incidência e, principalmente, com a sobreposição de tecidos. Devido à utilização da geometria cadeira, na qual o indivíduo é posicionado sentado e o detector fica localizado sobre a região inguinal (virilha), partes do corpo ficam com diferentes distâncias em relação ao detector e, portanto, com diferentes ângulos sólidos. Logo, possíveis emissões oriundas de diferentes partes do corpo terão diferentes respostas. Na FIG. 3.3 é possível observar que as posições de medição apresentam atenuações diferentes para os diferentes pontos, ocasionando um

erro de medição muito grande. KRAMER (1997) reporta valores de erro de 30% para a geometria de cadeira inclinada para contadores de corpo inteiro.

A distribuição de probabilidades adotada (FIG 4.5) foi a normal devido ao comportamento obtido para as médias de cada ponto de medição, apresentando um comportamento de gaussiana e com um desvio relativo de 12,9%, calculado como a incerteza combinada das médias obtidas para cada ponto ao longo do simulador antropomórfico, concordando com a publicação da IAEA (2011) que apresenta um valor de 15% para as diferenças entre as geometrias de calibração e de medição.

A possibilidade da adoção de uma geometria de medição que considere estas diferenças na posição da fonte como, por exemplo, a geometria arco, na qual o detector é posicionado no centro da circunferência e o indivíduo é posicionado com as partes do corpo equidistantes daquele, reduz a influência da distância sobre o resultado da medição (IAEA, 1999).

Na TAB 4.5 são apresentadas as médias obtidas no estudo da influência do posicionamento do detector 3x3" na medição. Observou-se que a maior variação foi obtida para a projeção pósterio-anterior, o que concordaria com a atenuação proporcional ao quadrado da distância da fonte ao detector. Nas projeções látero-lateral e caudo-cranial, as variações são menores devido ao fato do alinhamento do ponto zero ter sido realizado em relação ao centro do detector que possui 7,62 cm de diâmetro. Assim, com o deslocamento de 2 cm, o feixe radioativo continua a incidir no detector com uma intensidade similar àquela obtida na medição do ponto zero.

A distribuição de probabilidades adotada para o posicionamento do detector 3x3" também foi normal (FIG 4.7), e o desvio padrão relativo obtido (incerteza relativa combinada dos pontos de medição), para as médias de atividade apresentadas na TAB 4.5, foi de 7,8% com probabilidade de abrangência de 68% e $k = 1$. Este valor, menor que o obtido para o detector 8x4", é influenciado principalmente pela presença do espaçador com localizador, para o detector 3x3", que diminui a possibilidade de posicionamentos muito diferentes do realizado na calibração. A partir deste resultado, pode-se propor a melhoria do sistema de posicionamento do detector de tal forma que a distância até o pescoço do indivíduo seja sempre a mesma no momento de medição.

O estudo de influência das condições ambientais consistiu da análise da influência da temperatura e da umidade sobre a medição. Na TAB. 4.6 percebe-se que a variação da temperatura ocasionou uma variação no valor médio de atividade de cada sistema. Segundo MOSZYNSKI *et al.* (2006), a temperatura age sobre o ganho eletrônico, deslocando o centróide do pico, como apresentado nas FIG 4.8 e 4.9. Como essas medições tiveram em comum, a escolha da mesma região de interesse (ROI), o deslocamento do fotopico ocasionaria uma variação na linha de base das áreas adjacentes ao pico, o que, por sua vez, influenciaria no cálculo da área líquida sob o pico (S) e, por conseguinte, no cálculo de atividade. Portanto, a influência da temperatura sob a medição foi constatada para os sistemas 8x4" e 3x3".

As incertezas relativas obtidas foram muito próximas, caracterizando influência semelhante para ambos os sistemas de detecção, 1,4% para o sistema 8x4" e 0,9% para o sistema 3x3". Porém, devido ao tamanho da sala do sistema do contador de corpo inteiro dificultar a obtenção de parâmetros estáveis das condições ambientais, não foi possível realizar todas as medições num mesmo dia, ocasionando possíveis alterações no sistema de posicionamento. Apesar do cristal de NaI:TI ser altamente higroscópico, ele é selado visando a anulação desta propriedade. Estes resultados confirmam a necessidade da implantação de um sistema de posicionamento para o detector 8x4" mais reproduzível, uma vez que, na publicação da IAEA (2011) é reportada uma contribuição menor que (0,1%) das condições ambientais para a monitoração in vivo.

O estudo de influência do tempo após a calibração teve como objetivo avaliar o deslocamento do pico, devido a flutuações no ganho eletrônico durante o dia. Os resultados apresentados na TAB. 4.10 denotam estabilidade das medições no decorrer do dia, para o sistema 8x4", e os da TAB.4.11 apresentam uma oscilação do sistema 3x3" o que pode ser gerado por instabilidade na fonte de alta tensão, uma vez que as condições ambientais e o arranjo experimental foram mantidos durante todo o dia para cada sistema. Essa variação no sistema 3x3" pode ser resolvida com uma calibração em energia antes de cada turno de trabalho.

As incertezas relativas oriundas do estudo de tempo após a calibração, que também poderia ser denominado estudo de estabilidade do sistema durante o

dia, obtidas de distribuições retangulares de acordo com JCGM (2008), foram de 0,1%, sistema 8x4", e 1,1%, sistema 3x3". Essas medições foram realizadas com os sistemas imóveis durante o dia de medição e apresentaram-se como indício da influência do posicionamento para os sistemas, principalmente para o 8x4". Notou-se que o desvio obtido para este detector é inclusive inferior ao obtido para o detector 3x3", que se demonstrou mais estável durante os demais estudos.

O estudo da influência de baixa atividade sobre a incerteza da medição foi considerado como o único estudo para incertezas do tipo A, com predominância de efeitos aleatórios ou estatísticos. Foram analisadas apenas as seis medições repetidas para cada sistema (TAB 4.12 e 4.13). Esta avaliação teve como objetivo a análise da contribuição de uma menor atividade para a incerteza de medição, pois a fonte teste possui atividade aproximadamente quatro vezes menor que a da fonte padrão utilizada nos demais estudos (TAB 3.1).

As incertezas relativas, obtidas a partir de uma distribuição normal com probabilidade de abrangência de 68% ($k = 1,1$), foram de 5,3%, para o detector de 8x4", e 1,7%, para o detector de 3x3". Essa diferença pode ter sido ocasionada pela sensibilidade dos cristais que é diretamente proporcional ao tamanho do cristal na direção de incidência do feixe de radiação (KNOLL, 1989).

Nas TAB. 4.14 e 4.15 são apresentados os valores das incertezas relativas das distribuições obtidas para cada fator de influência; a incerteza padrão relativa; a incerteza combinada, raiz da soma quadrática das incertezas padrão relativas, e a incerteza expandida, incerteza padrão combinada multiplicada pelo fator de abrangência para uma probabilidade de 95%. Os resultados das incertezas combinadas, 15,7% (sistema 8x4") e 9,7% (sistema 3x3"), foram influenciados principalmente pela incerteza devido ao posicionamento. Isso denota que a influência do posicionamento foi o fator de maior peso para a incerteza combinada, reforçando a ideia da melhoria do sistema de posicionamento.

Todos os valores apresentados em ambas as tabelas, demonstraram-se menores que a incerteza relativa obtida a partir do cálculo de atividade, indicando que o peso deles não é altamente crítico para a incerteza combinada.

O valor da incerteza combinada relativa obtida neste trabalho, para ambos os detectores, foi menor que a publicada por DOERFEL *et al.* (2006), 20%, para fótons de alta energia (>100 keV) com probabilidade de abrangência de 68%, 1σ , e ao reportado na publicação IAEA (2011), 24,50%. Estas comparações revelam que as incertezas dos sistemas do LMIV estão dentro dos valores atingidos internacionalmente.

6 Conclusão

- Em relação ao limiar de decisão e ao limite de detecção pode-se concluir que o laboratório está apto a participar de exercícios de intercomparação laboratorial com os radionuclídeos utilizados neste estudo.
- A partir dos fatores de influência sobre a incerteza que foram quantificados pode-se concluir que a geometria de medição é o mais crítico, devido à diferença aplicada em relação à geometria de calibração.
- Recomenda-se que estudos visando a redução da influência do fator geometria de medição sejam realizados.
- De uma forma geral pode-se concluir que os valores obtidos para incerteza de medição combinada de ambos os sistemas foi coerente com os obtidos na literatura, evidenciando que o LMIV é operado sob condições recomendáveis pelos organismos internacionais.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. **Guia para a Expressão da Incerteza de Medição** Terceira edição brasileira em língua portuguesa. Rio de Janeiro: ABNT, INMETRO, 2003.
2. CANBERRA INDUSTRIES INC. **Genie – PC – Advanced Topics. Manual de Operação**. Estados Unidos: CANBERRA, 1995.
3. CENTRO DE INVESTIGACIONES ENERGÉTICAS, MEDIOAMBIENTALES Y TECNOLÓGICAS. **Umbral de decisión y límite de detección en medidas espectrométricas. Parte 1: Aplicación a la espectrometría gamma**. CIEMAT 1194. Madri: CIEMAT, 2010. (Informes Técnicos).
4. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Serviços de Radioproteção**. São Paulo: CNEN, 1989. (NE 3.02).
5. DOERFEL, H; ANDRASI, A.; BAILEY, M; BERKOVSKI, V.; BLANCHARDON, E.; CASTELLANI, C.M.; HURTGEM, C.; LEGUEN, B.; MALATOVA, I.; MARSH, J.; STATHER, J. **General guidelines for the estimation of committed effective dose from incorporation monitoring data**. Ideas General Guidelines, 2006.
6. HICCKMAN, D.P. *In vivo* measurements. In: HEALTH PHYSICS SOCIETY. **Internal Radiation Dosimetry**. Madison, Winsconsin, 1994. Davis, Califórnia, Otto G. Raabe, 1994. p. 393-408.
7. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Direct methods for measuring radionuclides in the human body**. Vienna, 1996. (Safety Series 114).
8. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Assessment of occupational exposure due to intakes of radionuclides: safety guide**. Vienna: IAEA, 1999. (Safety Standards Series).
9. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Investigation of uncertainty sources in the determination of gamma emitting radionuclides in the WBC. Vienna, [s.d.]. Disponível em: <http://www-ns.iaea.org/downloads/rw/ppss/quality-management/uncertainty-wbc-measurement.pdf>>. Acesso em: 05 out. 2011.
10. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION **Individual Monitoring for Internal Exposure of Workers**. ICRP Replacement of 54, Oxford: Pergamon Press, 1997.

11. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENT. **Direct Determination of the body content of radionuclides**. ICRU Report 69, Journal of the ICRU, v. 3, n. 1, 2003.
12. INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL. **Vocabulário Internacional de Metrologia – Conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM)**. Rio de Janeiro: INMETRO, 2008.
13. JOINT COMMITTEE FOR GUIDES IN METROLOGY. **Evaluation of measurement data – Guide to the expression of uncertainty in measurement**. JCGM, 2008. (JCGM 100).
14. KRAMER, G.H., MEYERHOF, D.P. The canadian national calibration reference centre for in-vivo monitoring: thyroid monitoring. Part V: minimizing placement error in a thyroid monitoring system. **The Canadian Journal of Medical Radiation Technology**, v. 25, n. 4, p. 125-128, 1994.
15. KRAMER, G.H. Considerations in assigning dose based on uncertainties from *in vivo* counting. **Environ Health Perspect.**, v. 105, n. 6, p. 1393-1395, 1997.
16. KNOLL, G.F. **Radiation detection and measurement**. New York, N.Y.: John Wiley & Sons, 1989.
17. MCDONALD, J.C. Uncertainties in dosimetry. **Radiation Protection Dosimetry**, vol. 123, n. 3, p. 275-276, 2007.
18. MOSZYNSKI, M.; NASSALSKI, A.; SYNTFELD-KAZUCH, A.; SZCZESNIAK, T.; CZARNACKI, W.; WOLSKI, D.; PAUSCH, G.; STEIN, J. Temperature dependences of LaBr₃(Ce), LaCl₃(Ce) and NaI(Tl) scintillators. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research**, vol. A 568, p. 739-751, 2006.
19. NAVARRO, A.J.F; PÉREZ, L.B.; LÓPEZ, P.M.A.; PÉREZ, J.C. **Implementación de la norma ISO 28218 en el sistema de calidad del laboratorio del contador de radioactividad corporal del CIEMAT**, II Congreso Conjunto SEFM-SEPR, Sevilla, 2011.
20. TAUHATA, L.; SALATI, I.P.A.; PRIZIO, R.DI.; PRIZIO, M.A.R.R.DI. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 5ª. revisão. São Paulo: Instituto de Radioproteção e Dosimetria - CNEN, 2003.