



Autarquia associada à Universidade de São Paulo

IMPLANTAÇÃO DO NOVO PROTOCOLO DE DOSIMETRIA DA AIEA NO LCI/IPEN/CNEN

PATRÍCIA MARA DE SIQUEIRA

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

**Orientadora:
Dra. Laura Natal Rodrigues**

**SÃO PAULO
2006**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

IMPLANTAÇÃO DO NOVO PROTOCOLO DE DOSIMETRIA DA AIEA NO
LCI/IPEN/CNEN

PATRÍCIA MARA DE SIQUEIRA

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

Orientadora:
Dra. Laura Natal Rodrigues

SÃO PAULO

2006

Aos meus pais, aos meus irmãos, ao meu filho Pedro Henrique e a João Flávio, com carinho.

AGRADECIMENTOS

À Dra. Laura Natal Rodrigues, pela orientação dedicada, pelo incentivo, pela compreensão, paciência e apoio no decorrer da realização deste trabalho.

À Dra. Linda V. E. Caldas, pelo apoio e amizade.

À Ana Maria S. Silva e Rodrigo Neves, pela ajuda no acesso ao arquivo impresso do LCI e nos assuntos referentes aos dosímetros clínicos.

A todos da Divisão de Ensino e da Comissão de Pós-Graduação do IPEN, por todo o auxílio.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), pela infra-estrutura e por possibilitar o desenvolvimento desse trabalho.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo suporte financeiro.

Aos amigos do IPEN, em especial à Cristiane Barsanelli, Priscilla R. T. L. Camargo, Eduardo B. Souto, André M. Vieira, Juan F. Delgado, Maíra Nunes, Gislaine Zulli, Valdeci e Márcio Müller, pelo companheirismo, pela amizade incondicional e pelos momentos de descontração. À amiga Ana Carolina M. Bessa pela convivência e apoio nos momentos decisivos desse trabalho.

Às amigas Fúlvia Carolina, Ana Paula Lange e Rosemeire Yukie Nakashima, que estiveram comigo desde o início desse trabalho, mesmo na distância.

À minha prima Auxiliadora e ao seu filho Luciano, por proporcionarem momentos de paz e conforto quando precisei.

À minha avó Cida, às tias Cidinha, Eliana, Heloísa, Elisabeth e aos tios Léia e João, pelo carinho.

À João Flávio, pelo carinho e por estar sempre comigo.

Aos meus pais e meus irmãos, pelo amor, pelo crédito a mim dispensado, pela dedicação e por estarem sempre ao meu lado, me incentivando e mostrando os caminhos a trilhar em minha vida.

Ao meu filho Pedro Henrique, por dar muito mais sentido à minha vida.

IMPLANTAÇÃO DO NOVO PROTOCOLO DE DOSIMETRIA DA AIEA NO LCI/IPEN/CNEN

Patrícia Mara de Siqueira

RESUMO

A fim de implementar o novo código de prática da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) no Brasil, o Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI/IPEN) está realizando calibrações em termos de kerma no ar e em termos de dose absorvida na água, em feixes de ^{60}Co . As razões $N_{D,w}/N_K$ obtidas são comparadas com valores da literatura, obtendo-se concordância satisfatória. As diferenças entre os valores das razões C_K ($N_{D,w}/N_K$) obtidas no presente trabalho e os valores da literatura são devidas a vários fatores. Estes fatores podem ser as variações entre as câmaras, que devem ser objeto de diferenças nas incertezas estimadas pelos PSDLs, e as diferenças nos padrões utilizados por cada Instituto de Metrologia Nacional (NMI) ou Laboratório de Dosimetria. No entanto, se forem conhecidas as razões entre cada NMI e o BIPM, para os padrões de kerma no ar e de dose absorvida na água, é possível a normalização das razões C_K medidas para as “razões equivalentes ao BIPM”. Todos os resultados de razões C_K obtidos foram convertidos para as “razões equivalentes ao BIPM” para facilitar a comparação. Neste trabalho é discutida a utilização da razão C_K como parâmetro de controle de qualidade na verificação de resultados das calibrações rotineiras. Para avaliação dos procedimentos de calibração adotados no LCI, foram realizados testes de estabilidade a longo prazo com as câmaras de ionização padrões. Além disso, foi criado um banco de dados para armazenamento dos dados de calibração, com o objetivo de melhorar a qualidade do procedimento de calibração.

IMPLEMENTATION OF THE NEW IAEA CODE OF PRACTICE AT LCI/IPEN/CNEN

Patrícia Mara de Siqueira

ABSTRACT

In order to implement the new IAEA code of practice in Brazil the national calibration laboratories, the Laboratory of Instrument Calibration (LCI/IPEN) is calibrating clinical dosimeters in terms of both air kerma and absorbed dose to water in a ^{60}Co gamma ray beam. The $N_{D,w}/N_K$ ratios thus obtained are then compared with the literature values; a satisfactory agreement has been found. The differences between the C_K values obtained in the present work and the literature values may be due to several components. These could be the chamber-to-chamber variations which may be subject to different estimated uncertainties by PSDLs, and the variations in the standards used by each National Metrology Institute (NMI) or Dosimetry Laboratory. However, since the ratio of both air kerma and absorbed dose to water standards for each NMI to those of the BIPM are known, it is possible to reduce the measured ratios to the expected "BIPM equivalent ratios". All these C_K results have been converted to the "BIPM equivalent values" to facilitate comparison. The use of the C_K value as a and quality control parameter to verify the results of the routine calibrations is discussed in this work. The long term stability of wich standard ionization chamber was checked in order to evaluate the calibration procedures followed at LCI. Moreover, a database was created to store the calibration data aiming the quality improvement of the calibration procedure.

ÍNDICE

Lista de Figuras.....	iv
Lista de Tabelas.....	v
Grandezas	vii
Abreviaturas e Siglas.....	viii
Capítulo 1	
1.1. Introdução.....	1
1.2. Fundamentos Teóricos.....	3
1.2.1. Cadeia Metrológica e Rastreabilidade.....	3
1.2.2. Correção para qualidade de radiação do feixe, k_{Q,Q_0}	
1.2.3. Correção para as grandezas de influência	
1.2.3.1. Pressão, temperatura e umidade	
1.2.4. Dosímetros de Referência Utilizados para Medidas de Dose Absorvida na Água	
1.2.5. Incerteza	
1.2.5.1. Incertezas padrão do tipo A	
1.2.5.2. Incertezas padrão do tipo B	
1.2.5.3. Incertezas combinadas e expandidas	
1.2.6. Sistema de Dosimetria Baseado em Câmara de Ionização	
1.2.6.1. Câmaras de Ionização	
1.2.6.2. Câmaras de ionização cilíndricas (tipo dedal ou tipo Farmer)	
1.2.7. Protocolos	
1.2.7.1. Protocolos Baseados em Kerma no Ar	
1.2.7.2. Protocolos Baseados em Dose Absorvida na Água (formalismo do TRS 398)	
1.2.8. Vantagens da Utilização de um Protocolo Baseado em Padrões de Dose Absorvida na Água	
1.2.8.1. Incerteza reduzida	
1.2.8.2. Sistema de dosimetria mais robusto	
1.2.8.3. Utilização de um formalismo simples	

1.3.				Objetivos
1.3.1.		Objetivo		Geral
1.3.2.		Objetivos		Específicos
1.4.		Revisão		Bibliográfica
Capítulo 2				
2.1.	Materiais		e	Métodos
2.1.1.	Banco		de	Dados
2.1.2.				Calibrações
2.1.2.1.	Calibrações	em termos de	kerma	no ar
2.1.2.2.	Calibrações	em termos de	dose absorvida	na água
2.1.3.	Razão C_K	e	“Razão Equivalente	ao BIPM”
Capítulo 3				
3.1.	Resultados		e	Discussões
3.1.1.	Banco		de	Dados
3.1.2.				Calibrações
3.1.2.1.	Estabilidade	a	Longo Prazo	dos Padrões
3.1.2.2.	Razões C_K	e	Razões Equivalentes	ao BIPM
a)	Câmara Exradin A12	(números de série	XA0#####)	
b)	Câmara Exradin A12	(números de série	###)	
c)	Câmara Nuclear	Enterprises	2505/3	
d)	Câmara	NE	2505/3A	
e)	Câmara	NE	2505/3B	
f)	Câmara Nuclear	Enterprises	2571	
g)	Câmara Nuclear	Enterprises	2581	
h)	Câmara	PTW	N23333	
i)	Câmara	PTW	N30001	
j)	Câmara	PTW	N30004	
k)	Câmaras	PTW	N30006/N30013	
l)	Câmara	PTW	N31002	
m)	Câmara	PTW	N31003	
n)	Câmara	PTW	N31005	
o)	Câmara Sun Nuclear	Corporation	100730	
p)	Câmara	Victoreen	580-006	

q) Câmara Wellhöfer FC-65G

3.1.2.3. “Razões equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para os modelos de câmaras investigados

3.1.3. Razões C_K e Razões Equivalentes ao BIPM para as câmaras padrões do LCI

3.1.4. Análise quantitativa entre a rastreabilidade ao PTB e a rastreabilidade ao BIPM

3.1.5. Determinação das Incertezas

Capítulo 4

4.1.

REFERÊNCIAS

ANEXO

ANEXO

Conclusões
BIBLIOGRÁFICAS

I

II

LISTA DE FIGURAS

- 1.1. O Sistema Internacional de Medidas
- 1.2. Diagrama esquemático da circuitaria de um sistema de dosimetria baseado em câmara de ionização
- 1.3. Esquema básico de uma câmara de ionização cilíndrica
- 1.4.a. Passos envolvidos na dosimetria de referência de uma câmara de ionização: baseado em padrões de kerma no ar
- 1.4.b. Passos envolvidos na dosimetria de referência de uma câmara de ionização: baseado em padrões de dose absorvida na água
- 1.5. Razão C_K obtida no Laboratório de Dosimetria da AIEA para diversos modelos de câmaras de ionização
- 2.1.a. Eletrômetro utilizado nas calibrações
- 2.1.b. Barômetro utilizado nas calibrações
- 2.2. Irradiador de Cobalto
- 2.3. Esquema da luz do campo e projeção da câmara de ionização
- 2.4. Arranjo experimental para calibração em termos de kerma no ar
- 2.5.a. Padrão #2080 com a capa de equilíbrio eletrônico
- 2.5.b. Padrão #0272 com a capa de equilíbrio eletrônico
- 2.6. Esquema do objeto simulador utilizado para medidas de taxa de dose absorvida na água
- 2.7.a. Arranjo experimental para calibração em termos de dose absorvida na água
- 2.7.b. Detalhe da janela frontal e a câmara encaixada no suporte de acrílico
- 2.8.a. Suporte de acrílico
- 2.8.b. Suporte com furos fixado na parte superior do objeto simulador, para encaixe do suporte de acrílico
- 2.9.a. Padrão #2080 sem a capa de equilíbrio eletrônico
- 2.9.b. Padrão #0272 sem a capa de equilíbrio eletrônico
- 3.1. Diagrama esquemático do banco de dados
- 3.2. Janela do banco de dados, demonstrativa dos dados cadastrais dos hospitais
- 3.3. Conjuntos dosimétricos e respectivos resultados de calibração do hospital mostrado na figura 3.2

- 3.4. Exemplo de hospital que possui mais de um conjunto dosimétrico
- 3.5. Primeiro conjunto dosimétrico do hospital referente à figura 3.4
- 3.6. Segundo conjunto dosimétrico do hospital referente à figura 3.4
- 3.7. Instituição que deverá enviar o conjunto dosimétrico para re-calibração no ano de 2006
- 3.8. Estabilidade a longo prazo da câmara de ionização PTW (0272) em termos de kerma no ar
- 3.9. Estabilidade a longo prazo da câmara de ionização NE (2080) em termos de kerma no ar
- 3.10. Estabilidade a longo prazo da câmara de ionização PTW (0272) em termos de dose absorvida na água
- 3.11. Estabilidade a longo prazo da câmara de ionização NE (2080) em termos de dose absorvida na água

LISTA DE TABELAS

- 1.1. Dados de equivalência entre os Laboratórios Nacionais e o BIPM
- 1.2. Resultados de $D_w(N_K)/D_w(N_{D,w})$ para feixes de ^{60}Co obtidos no BIPM, BEV, PTB e NRC para diferentes modelos de câmaras de ionização
- 2.1. Condições de referência para a determinação da dose absorvida na água em um feixe de ^{60}Co
- 2.2. As razões equivalentes ao BIPM obtidas pelo LNMRI e LCI, fornecidas juntamente com os resultados de outros laboratórios nacionais. O desvio padrão foi obtido a partir da amostragem das câmaras
- 3.1. Instituições e respectivos conjuntos dosimétricos com calibração prevista para 2006
- 3.2. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras Exradin A12 (XA0#####)
- 3.3. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras Exradin A12 (###)
- 3.4. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras NE 2505/3

- 3.5. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras NE 2505/3A
- 3.6. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras NE 2505/3B
- 3.7. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras NE 2571
- 3.8. Razão C_K obtida no BIPM, “razões equivalentes ao BIPM” obtidas em outros NMIs, e a comparação em relação à “razão equivalente ao BIPM” obtida no LCI, para a câmara NE2571
- 3.9. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras NE 2581
- 3.10. Razões C_K obtidas no BARC e na AIEA, e a comparação em relação à razão C_K obtida no LCI
- 3.11. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras PTW N23333
- 3.12. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras PTW N30001
- 3.13. Razões C_K obtidas em outros NMIs, e a comparação em relação à razão C_K obtida no LCI
- 3.14. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras PTW N30004
- 3.15. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras PTW N30006/N30013
- 3.16. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras PTW N31002
- 3.17. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras PTW N31003
- 3.18. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras PTW N31005
- 3.19. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras SNC 100730
- 3.20. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras

Victoreen	580-006
3.21. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras Wellhöfer	FC-65G
3.22. Razões C_K (equivalentes ao BIPM) obtidas no LCI e as razões C_K obtidas em outros	NMIs
3.23. Razões C_K e “razões equivalentes ao BIPM” das câmaras padrões do LCI	
3.24. Resultados de calibração feita com a câmara #0272, utilizando como padrão a câmara	#2080
3.25. Análise quantitativa da diferença entre a rastreabilidade ao BIPM (câmara #2080) e a rastreabilidade ao PTB (câmara #0272), em termos de kerma no ar	
3.26. Análise quantitativa da diferença entre a rastreabilidade ao BIPM (câmara #2080) e a rastreabilidade ao PTB (câmara #0272), em termos de dose absorvida na água	
3.27. Constantes físicas e fatores de correção utilizados no BIPM para a determinação da taxa de kerma no ar, e a estimativa das incertezas	
3.28. Constantes físicas e fatores de correção utilizados no BIPM para a determinação ionométrica da taxa de dose absorvida na água, e a estimativa das incertezas	
3.29. Estimativa de incertezas na medida de N_K com a câmara #2080 no LCI	
3.30. Estimativa de incertezas na medida de $N_{D,w}$ com a câmara #2080 no LCI	
3.31. Estimativa de incertezas na medida de N_K com a câmara #0272 no LCI	
3.32. Estimativa de incertezas na medida de $N_{D,w}$ com a câmara #0272 no LCI	

GLOSSÁRIO

K_{air} - kerma no ar

D_w - dose absorvida na água

N_K - coeficiente de calibração em termos de kerma no ar

$N_{D,w}$ - coeficiente de calibração em termos de dose absorvida na água

C_K - razão $N_{D,w}/N_K$

k_{Q,Q_0} - fator de correção para qualidade de radiação do feixe

$s_{w,air}$ – razões água/ar dos poderes de frenagem Spencer-Attix da água em relação ao ar

W_{air} – energia média necessária para formação de pares de íons no ar

ρ_{air} – densidade do ar nas condições de referência para temperatura e pressão

p_Q – fator de perturbação global

$N_{K,Co}$ – mesmo que N_K , obtido no ^{60}Co

$N_{D,air}$ – coeficiente de calibração em termos de dose absorvida na cavidade de ar da câmara de ionização, obtido a partir do fator $N_{K,Co}$

g – fração da energia transferida total gasta em interações radiativas na desaceleração de elétrons secundários no ar. Para feixes de ^{60}Co no ar, $g = 0,003$, para raios-x superficiais no ar, $g < 0,0002$

k_m – fator de correção para a não-equivalência ao ar da parede da câmara e da capa de equilíbrio eletrônico (*build-up*) necessária para as medidas de kerma no ar

k_{att} – fator de correção para a atenuação e espalhamento de fótons na parede da câmara

k_{cel} – fator de correção para a não-equivalência ao ar do eletrodo central da câmara de ionização cilíndrica

$k_{T,P}$ – fator de correção para condições de referência de temperatura e pressão (20°C e 101,325 kPa)

p_{wall} – fator de correção para a atenuação e espalhamento das paredes da câmara

$(\mu_{en}/\rho)_{a,c}$ – razão dos coeficientes de absorção massa-energia do ar em relação ao grafite

$\bar{S}_{c,a}$ – razão dos poderes de frenagem do grafite em relação ao ar

k_s – fator de correção para as perdas por recombinação

k_h – fator de correção para umidade

k_{st} – fator de correção para espalhamento na haste da câmara de ionização

k_{CEP} – fator de correção para origem média de elétrons

k_{sc} – fator de correção para espalhamento de fótons na parede da câmara

k_{an} – fator de correção para a não-uniformidade axial da câmara

k_{rn} – fator de correção para a não-uniformidade radial da câmara

$(\mu_{en}/\rho)_{w,c}$ – razão dos coeficientes de absorção massa-energia da água em relação ao grafite

ABREVIATURAS E SIGLAS

TRS – *Technical Reports Series*

LCI – Laboratório de Calibração de Instrumentos

IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

SSDL – Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário

BIPM – *Bureau International des Poids et Mesures*

PSDL – Laboratório de Dosimetria Padrão Primário

SI – Sistema Internacional de Medidas

AIEA – Agência Internacional de Energia Atômica

INMETRO – Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial

NMI – Instituto Nacional de Metrologia

PTB – *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (Alemanha)

OMS – Organização Mundial da Saúde

TG – *Task Group*

AAPM – *American Association of Physicists in Medicine*

DIN – *Deutsches Institut für Normung*

NIST – *National Institute of Standards and Technology* (Estados Unidos)

NRC – *National Research Council of Canada* (Canadá)

BNM-LNHB – *Bureau National de Métrologie – Laboratoire National Henri Becquerel* (França)

ENEA – *Ente per le Nuove Tecnologie, l'Energia e l'Ambiente* (Itália)

BEV – *Bundesamt für Eich-und Vermessungswesen* (Áustria)

ARPANSA – *Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency* (Austrália)

LSDG – *Laboratorium voor Standaarddosimetrie, Gent* (Bélgica)

NMi – *Nederlands Meetinstituut* (Holanda)

METAS – *Swiss Federal Office of Metrology and Accreditation* (Suíça)

VNIIFTRI – *Institute for Physical-Technical and Radiotechnical Measurements, Gosstarndart of Russia* (Rússia)

OMH – *Országos Mérésügyi Hivatal/National Office of Measures* (Hungria)

ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements*

LNMRI – *Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes* (Brasil)

NPL – *National Physical Laboratory* (Reino Unido)

BARC – *Bhabha Atomic Research Center* (Índia)

CAPÍTULO 1

1.1. Introdução

Nos últimos 15 anos, o crescente emprego de aceleradores lineares, que fornecem feixes de fótons e elétrons de até 50 MeV, tem contribuído para o grande avanço nos tratamentos em radioterapia. A dosimetria de feixes de alta energia baseia-se em medidas com câmaras de ionização que são inseridas em objetos simuladores de água, para a determinação da dose absorvida na água.

O desenvolvimento de padrões primários de dose absorvida na água, para feixes de fótons e elétrons de alta energia, e a oportunidade de utilizar-se estes padrões como base para dosimetria de feixes de raios-X de kilovoltagem, feixes de prótons ou íons pesados, oferece a possibilidade de se estabelecer um sistema de dosimetria coerente para praticamente todos os feixes utilizados em radioterapia¹.

O *Technical Reports Series 398 (TRS 398)*² é um código de prática para dosimetria, que utiliza padrões de dose absorvida na água, da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA). Este protocolo é recomendado tanto para os laboratórios secundários quanto para os hospitais. A dose absorvida na água é a grandeza de interesse principal em radioterapia, uma vez que esta grandeza é a que melhor se aproxima dos efeitos biológicos produzidos pela radiação ionizante no tecido humano. A possibilidade de se fazer dosimetria diretamente na água proporciona uma diminuição nas incertezas do processo, já que se obtém diretamente a grandeza de interesse, o que contribui para uma maior precisão nos resultados de um tratamento. Assim, a vantagem principal de se ter tal grandeza como padrão absoluto é que a mesma grandeza é empregada ao longo de toda a cadeia metrológica, desde os padrões primários até os instrumentos de campo. Além disso, a grandeza (dose absorvida) em termos da qual os padrões primários determinam as suas leituras estará próxima do efeito físico no qual o padrão se

baseia, o que minimizará a aplicação de vários fatores de correção assim como as incertezas envolvidas neste procedimento.

A implementação do TRS 398 no Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) iniciou-se em 2002. Com isso, os dosímetros clínicos (câmaras de ionização) passaram a ser calibrados também em termos de dose absorvida na água, e portanto, nesta data iniciou-se a disseminação do Código de Prática para os hospitais (usuários).

Com a adoção do TRS 398, foram constatadas diferenças nos valores de dose absorvida na água obtidos pelos usuários, uma vez que até então eram adotados protocolos baseados em padrões de kerma no ar (TRS 277³, TRS 381⁴). As diferenças no valor da dose absorvida na água são dependentes do tipo e qualidade de radiação, e também do modelo da câmara de ionização. A magnitude dessas diferenças deve ser determinada anteriormente à implementação clínica do TRS 398.

O espectro dos raios gama provenientes de fontes de ⁶⁰Co utilizadas em hospitais ou Laboratórios de Dosimetria Padrões Secundários (SSDLs) possui uma componente substancial de fótons espalhados de baixa energia, originados na própria fonte ou no cabeçote da máquina de tratamento, mas a influência desta componente nas medidas de câmaras de ionização não deve ser maior que alguns décimos percentuais⁵. Por esta razão, a dosimetria da radiação gama do ⁶⁰Co em radioterapia não necessita de nenhuma especificação da qualidade do feixe, o que a torna mais bem caracterizada em relação às outras qualidades de radiação. Quando as calibrações baseadas nos dois diferentes padrões, K_{air}^* (kerma no ar) e D_w (dose absorvida na água), são feitas em radiação gama do ⁶⁰Co, diferem geralmente de 1%⁶. Os valores de dose obtidos com o TRS 398 são maiores comparados com os valores determinados com protocolos baseados em K_{air} . Para outros tipos de radiação, são esperadas diferenças maiores, devido à diferença do ⁶⁰Co.

* Termos em inglês visando a padronização, de acordo com os termos utilizados no TRS 398 e nos documentos da AIEA.

A transição ocorrida entre a adoção de protocolos baseados em kerma no ar e, atualmente, baseados em dose absorvida na água, exigiu dos laboratórios secundários uma avaliação apurada dos dados de calibração. Adotou-se, então, a razão $N_{D,w}/N_K$, também conhecida como C_K , como critério de controle de qualidade desta avaliação. É preciso conhecer-se o comportamento dos modelos variados de câmaras de ionização, e mesmo com a implementação da calibração em termos de D_w , foi necessário que se continuasse a calibração em termos de K_{air} . Isto permitiu verificar a consistência dos dados da calibração na água a partir da variação na razão C_K . Assim, é importante verificar a variação de C_K para diferentes tipos de câmaras de ionização. Se a variação for pequena, então a razão pode ser utilizada como ferramenta de controle de qualidade para avaliar a consistência das calibrações no laboratório secundário¹.

A metodologia adotada pelos laboratórios de calibração no Brasil é fornecer experimentalmente o coeficiente de calibração para o feixe de ^{60}Co , devido à possibilidade remota de se dispor de aceleradores lineares nos laboratórios. Os hospitais, por sua vez, ao empregarem outras qualidades de radiação diferentes da qualidade de referência, utilizarão os fatores de correção obtidos teoricamente para a determinação da dose absorvida na água em feixes radioterapêuticos. Tais fatores de correção são fornecidos no TRS 398, para todas as câmaras de ionização disponíveis comercialmente até o presente momento, e serão discutidos na seção 1.2.2.

1.2. Fundamentos Teóricos

1.2.1. Cadeia Metrológica e Rastreabilidade

Os objetivos de uma rede de Laboratórios de Dosimetria Padrões Secundários (SSDLs) são os seguintes: calibrar dosímetros de radiação; atuar como

mediadores entre os laboratórios primários e os usuários; e providenciar recomendações e assistência em todos os aspectos da metrologia de radiação⁷. Embora a responsabilidade principal de um SSDL seja a calibração de dosímetros, é importante que a equipe envolvida tenha consciência da forma como os dosímetros serão utilizados nos hospitais, a fim de estar preparada para recomendações, quando necessário, acerca da melhor forma de utilização destes instrumentos.

O *Bureau International des Poids et Mesures* (BIPM), com seu laboratório em Sèvres na França, tem a função de assegurar a padronização em nível mundial das medidas físicas. Os Laboratórios de Dosimetria Padrões Primários (PSDLs) membros da *Convention du Mètre* participam do Sistema Internacional de Medidas, realizando comparações com o BIPM e com outros PSDLs.

Os instrumentos dosimétricos podem ser classificados como segue:

- a) Padrão: instrumento de medida que tem por finalidade definir, representar fisicamente, conservar ou reproduzir a unidade de uma grandeza (ou múltiplos desta unidade), a fim de transmiti-la a outros instrumentos de medida por meio de comparação.
- b) Padrão primário: Instrumento de alta qualidade metrológica que permite a determinação da unidade de uma grandeza a partir de sua definição, e cuja precisão é verificada por meio de comparação com padrões comparáveis de outras instituições que participam do sistema internacional de medidas. Os padrões primários são mantidos pelos PSDLs, e são utilizados para calibrar padrões secundários.
- c) Padrão secundário: instrumento calibrado a partir da comparação com um padrão primário, diretamente ou indiretamente com a utilização de um padrão de trabalho, e possuem, portanto, rastreabilidade ao PSDL. Os padrões secundários são mantidos pelos SSDLs, e uma vez calibrados no PSDL, podem oferecer serviço de calibração para os instrumentos de campo dos usuários.
- d) Padrão de trabalho: padrão utilizado rotineiramente para calibrar instrumentos de medida. O padrão de trabalho é regularmente comparado com o padrão de referência.

- e) Padrão de referência: padrão de alta qualidade metrológica disponível em determinada localidade, a partir do qual são derivadas as medidas feitas nesta localidade. Em um PSDL, o padrão de referência normalmente é um padrão primário. Em um SSDL, o padrão de referência deve ser um padrão secundário.
- f) Padrão Nacional: Padrão reconhecido por decisão nacional oficial como base para fixar o valor, em um país, de todos os outros padrões daquela grandeza.
- g) Instrumento de campo: instrumento utilizado para medidas rotineiras. Um dosímetro padrão secundário em cada SSDL deve ter calibração em um PSDL reconhecido, ou no Laboratório da AIEA em Seibersdorf (Áustria). O padrão secundário se torna, então, o padrão de referência no SSDL. Outros padrões secundários quando calibrados a partir de padrões de referência são chamados de padrões de trabalho. Um esquema básico do sistema internacional de medidas pode ser visualizado na figura 1.1.

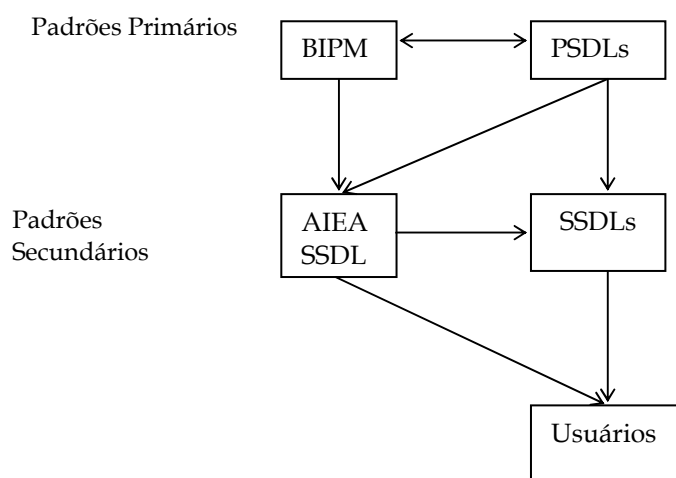


Figura 1.1. Fluxograma do Sistema Internacional de Medidas (SI).

1.2.2. Correção para qualidade de radiação do feixe, k_{Q,Q_0}

Quando um dosímetro é utilizado em uma qualidade de feixe Q diferente daquela utilizada na calibração, Q_0 , a dose absorvida na água é dada por:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (1)$$

na qual o fator k_{Q,Q_0} faz a correção para os efeitos da diferença entre a qualidade do feixe de referência Q_0 e a qualidade utilizada pelo usuário Q , e a leitura do dosímetro M_Q é corrigida para os valores de referência das grandezas de influência, para as quais o coeficiente de calibração é válido; o fator N_{D,w,Q_0} corresponde ao coeficiente de calibração medido em termos de dose absorvida na água da câmara de ionização, na qualidade de referência Q_0 . Este é o formalismo apresentado no TRS 398 para obtenção da dose absorvida na água.

O fator de correção k_{Q,Q_0} é definido como a razão dos coeficientes de calibração em termos de dose absorvida na água da câmara de ionização, nas qualidades Q e Q_0 .

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q} / M_Q}{D_{w,Q_0} / M_{Q_0}} \quad (2)$$

A qualidade de referência Q_0 mais comum utilizada para calibração de câmaras de ionização é a radiação gama de ^{60}Co .

Idealmente, o fator de correção para qualidade do feixe deveria ser medido diretamente para cada câmara na mesma qualidade do feixe utilizado pelo usuário. No entanto, isto não é viável para a maioria dos laboratórios padrão por não terem acesso a determinadas qualidades de feixes de alta energia. Devido a isso, esta metodologia está restrita a alguns Laboratórios de Dosimetria Padrões Primários no mundo. Um problema relacionado é a dificuldade na reprodução de qualidades de feixe idênticas àsquelas produzidas por aceleradores clínicos⁸.

Quando não há dados experimentais disponíveis, ou há dificuldade em medir-se diretamente em feixes clínicos reais, na maioria dos casos os fatores de correção podem ser calculados teoricamente. Uma expressão geral para k_{Q,Q_0} é dada por:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q (W_{air})_Q p_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} p_{Q_0}} \quad (3)$$

que é válida para todos os tipos de feixes de alta energia e inclui as razões água/ar dos poderes de frenagem Spencer-Attix $s_{w,air}$, a energia média necessária para formação de pares de íons no ar, W_{air} , e os fatores de perturbação globais p_Q , nas qualidades Q e Q_0 .

Em feixes de fótons e elétrons terapêuticos, a suposição de que $(W_{air})_Q = (W_{air})_{Q_0}$ conduz a uma equação mais simples para k_{Q,Q_0} :

$$k_{Q,Q_0} \approx \frac{(s_{w,air})_Q p_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} p_{Q_0}} \quad (4)$$

Quando os fatores de correção k_{Q,Q_0} determinados experimentalmente e teoricamente são comparados, a equação (3) é mais relevante que a aproximação utilizada na equação (4), devido à possível variação em W_{air} , como sugerido por algumas evidências experimentais⁹. No Apêndice II do TRS 398, são fornecidos valores do produto $(s_{w,air})_{Q_0} p_{Q_0}$, utilizado no denominador da equação (3) para várias câmaras cilíndricas. A qualidade de referência Q_0 utilizada nestes cálculos foi a radiação gama do ^{60}Co . Estes valores foram utilizados para o cálculo de todos os fatores de correção k_{Q,Q_0} apresentados em cada seção do Código de Prática, para os diversos tipos de feixe de radiação. Como a radiação gama do ^{60}Co é a qualidade de referência Q_0 utilizada no Código de Prática, o fator de correção foi denominado k_Q nesta qualidade. Neste trabalho, as calibrações foram feitas somente em um feixe de ^{60}Co .

1.2.3. Correção para as grandezas de influência

As grandezas de influência são definidas como grandezas que não fazem parte das medidas, mas que influenciam a grandeza a ser medida. Para cada câmara de ionização, as condições de referência são descritas por um grupo de grandezas de influência para as quais o coeficiente de calibração da câmara é válido

sem outras correções. Alguns exemplos de grandezas de influência são: temperatura, pressão e umidade ambientes; voltagem e polaridade aplicadas à câmara; fuga da câmara. Na qualidade de referência Q_0 não são necessárias correções devido a recombinação, polaridade e fuga, pois estas grandezas de influências são desprezíveis nesta qualidade. A seguir, será apresentada a correção aplicada para pressão, temperatura e umidade.

1.2.3.1. Pressão, temperatura e umidade

Todas as câmaras descritas no Código de Prática TRS 398 são abertas para equilíbrio com o ambiente e, portanto, a massa de ar do volume sensível da câmara está sujeita às variações atmosféricas. O fator de correção

$$k_{T,P} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P} \quad (5)$$

deve ser aplicado a fim de converter a massa de ar para as condições de referência. P e T são a temperatura e a pressão da massa de ar, e P_0 e T_0 são os valores de referência (101,325 kPa e 20°C). A temperatura do ar na cavidade da câmara deve ser a mesma do objeto simulador, que deve ser medida; não necessariamente é a temperatura do ar ao redor do objeto simulador. A temperatura de equilíbrio da água no objeto simulador geralmente será cerca de um grau (ou menos) abaixo da temperatura ambiente do ar devido à evaporação da superfície da água¹⁰.

Não são necessárias correções para umidade se o coeficiente de calibração da câmara se refere a uma umidade relativa de 50% e esta é utilizada em uma umidade entre 20 e 80%. Se o coeficiente de calibração da câmara se refere ao ar seco, deve ser aplicado um fator de correção¹¹; para calibrações em ^{60}Co , este fator de correção é $k_h = 0,997$.

1.2.4. Dosímetros de Referência Utilizados para Medidas de Dose Absorvida na Água

Um dosímetro absoluto pode ser construído e utilizado para medir a dose absorvida depositada em seu volume sensível sem necessitar de calibração em um campo de radiação conhecido¹². Os três tipos de dosímetros absolutos conhecidos são utilizados para dosimetria de referência, ou seja, para calibração de feixes clínicos de radiação, em virtude de se realizar medidas diretas de dose ou taxa de dose na água, sob condições de referência específicas:

- Calorímetro;
- Câmara de ionização;
- Dosímetro Fricke.

A *calorimetria* é a mais fundamental das três técnicas de dosimetria de referência¹³. Em princípio, a calorimetria é simples, uma vez que relaciona o calor gerado no volume sensível do calorímetro, devido à radiação, diretamente com a dose absorvida. No entanto, a necessidade de medir-se diferenças de temperaturas extremamente pequenas torna a técnica bastante complexa na prática e restrita aos sofisticados laboratórios padrão.

A *câmara de ionização* é o dosímetro mais prático e mais utilizado para medidas precisas em feixes de radiação radioterapêuticos. Pode ser utilizada como dosímetro absoluto ou relativo. Um dosímetro relativo é aquele que necessita de calibração em um campo de radiação conhecido.

Na *dosimetria Fricke*, a energia da radiação ionizante absorvida produz uma mudança química no meio absorvedor, ou seja, no volume sensível, que está relacionada à dose absorvida.

Estes dosímetros podem ser utilizados como dosímetros absolutos, mas raramente são utilizados como tal em clínicas, uma vez que a dosimetria absoluta é inviável, e a calibração em um campo de radiação conhecido oferece certas vantagens, como rastreabilidade aos laboratórios padrão. Quando um dosímetro

absoluto é utilizado independentemente, ele conta somente com sua própria exatidão, em vez de referir-se a um padrão comum a outros usuários de radiação¹³. Os PSDLs geralmente utilizam como padrões primários de dose absorvida os calorímetros (de água ou grafite) e os dosímetros Fricke.

1.2.5. Incerteza

A *precisão* de medidas em dosimetria especifica a reprodutibilidade das medidas sob condições semelhantes, e pode ser estimada a partir de dados obtidos em medidas repetidas. Uma alta precisão está relacionada com um pequeno desvio padrão da distribuição das medidas. A precisão de uma única medida indica sua proximidade ao valor esperado da quantidade medida. Da mesma forma, a precisão do valor médio de uma série de medidas repetidas expressa sua proximidade ao valor esperado. Para uma grande quantidade de medidas, seu valor médio coincide com o valor esperado².

A *exatidão* de medidas em dosimetria é a proximidade de seu valor esperado ao valor real da quantidade medida. Os resultados de medidas não podem ser absolutamente exatos e sua inexatidão é caracterizada como *incerteza*. A exatidão é a medida do efeito coletivo dos erros em todos os parâmetros que influenciam as medidas².

A incerteza é um parâmetro que descreve a dispersão dos valores medidos de uma quantidade; pode ser avaliada por métodos estatísticos (incertezas do tipo A) ou por outros métodos (incertezas do tipo B), não possui sinal conhecido e normalmente é admitida como sendo simétrica.

1.2.5.1. Incertezas padrão do tipo A

A medida de uma grandeza dosimétrica x , quando repetida N vezes, pode ser melhor estimada por \bar{x} , o valor médio de todas as medidas x_i :

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (6)$$

O desvio padrão ρ_x caracteriza a incerteza média para um resultado individual x_i e é dado por:

$$\rho_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (7)$$

O desvio padrão do valor médio é dado por:

$$\rho_{\bar{x}} = \frac{1}{\sqrt{N}} \rho_x = \sqrt{\frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (8)$$

A incerteza padrão do tipo A, denotada u_A , é definida como o desvio padrão do valor médio, $u_A = \rho_{\bar{x}}$ e é obtida por análise estatística de medidas repetidas. Em princípio, esta incerteza pode ser reduzida aumentando-se o número de medidas.

1.2.5.2. Incertezas padrão do tipo B

As incertezas padrão do tipo B não podem ser estimadas por medidas repetidas, mas são conjecturas ou julgamentos científicos de incertezas não estatísticas associadas com a medida. Elas incluem influências no processo de medida, aplicação de fatores de correção ou dados físicos retirados da literatura. Geralmente assume-se que as incertezas padrão do tipo B possuem uma distribuição de probabilidade, como uma distribuição normal (Gaussiana) ou uma distribuição retangular (mesma probabilidade em qualquer ponto interior aos

limites dados). A incerteza padrão do tipo B pode ser derivada estimando-se o limite que o fator não ultrapassará, e uma fração deste limite é dada como u_B . A fração é escolhida de acordo com a distribuição assumida.

1.2.5.3. Incertezas combinadas e expandidas

A equação que determina uma grandeza dosimétrica Q em um ponto P é do tipo:

$$Q_P = M \prod_{i=1}^N F_i \quad (9)$$

A incerteza padrão combinada, u_C , associada à grandeza dosimétrica Q , é uma soma quadrática das incertezas do tipo A (u_A) e do tipo B (u_B):

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (10)$$

A incerteza padrão combinada exibe uma distribuição normal e é multiplicada por um fator de cobertura, denotado por k , para obter-se a incerteza expandida, $U = k u_C$. O resultado da medida da grandeza Q é então expressa por $Q_P \pm U$. A incerteza expandida U com fator de cobertura $k = 2$, correspondente a um nível de confiança de 95%, geralmente é utilizada para representar a “incerteza global” relacionada à exatidão da medida da grandeza Q .

1.2.6. Sistema de Dosimetria Baseado em Câmara de Ionização

Os sistemas de dosimetria baseados em câmaras de ionização em princípio são bastante simples e consistem de três componentes principais:

- (1) Câmara de ionização apropriada;
- (2) Eletrômetro;

(3) Fonte de alimentação.

O circuito simplificado de tal sistema assemelha-se a um capacitor (câmara de ionização) conectado a uma bateria (fonte de energia) com o eletrômetro medindo a corrente de carga ou descarga do capacitor.

1.2.6.1. Câmaras de Ionização

As câmaras de ionização possuem três eletrodos que delimitam o volume sensível da câmara. O volume sensível é tipicamente da ordem de 0,1 a 1 cm³ em câmaras de ionização utilizadas em calibração de feixes clínicos de fótons e elétrons. Os três eletrodos são:

- (1) *Eletrodo de polarização* que é conectado diretamente à fonte de alimentação;
- (2) *Eletrodo de medida* que é conectado ao terra através do eletrômetro de baixa impedância para medir a carga ou corrente produzida no volume sensível da câmara;
- (3) *Eletrodo de guarda* que é diretamente aterrado e tem como propósitos definir o volume sensível da câmara e prevenir a medida de correntes de fuga da câmara.

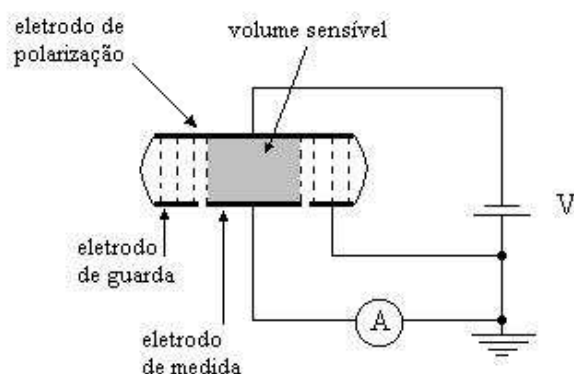


Fig. 1.2. Diagrama esquemático do circuito de um sistema de dosimetria baseado em câmara de ionização. A representa o eletrômetro, V a fonte de energia. A câmara de ionização geralmente é conectada ao eletrômetro por meio de um cabo triaxial blindado de baixo ruído.

1.2.6.2. Câmaras de ionização cilíndricas (tipo dedal ou tipo Farmer)

A câmara cilíndrica, também conhecida como câmara Farmer ou câmara dedal, pode ser utilizada em medidas de dose absorvida em feixes de raios-X de média energia (acima de 100 kV), radiação gama do ^{60}Co , feixes de fótons de alta energia, feixes de elétrons com energia acima de 10 MeV aproximadamente, e feixes terapêuticos de prótons e íons pesados².

As câmaras cilíndricas são produzidas por vários fabricantes com volumes sensíveis variando entre $0,1 \text{ cm}^3$ e 1 cm^3 . Elas tipicamente possuem um comprimento interno que não ultrapassa 25 mm e um diâmetro interno de no máximo 7 mm. O material da parede é de baixo número atômico Z , ou seja, tecido-equivalente ou ar-equivalente, com espessura menor que $0,1 \text{ g/cm}^2$. A câmara é equipada com uma capa de equilíbrio eletrônico de aproximadamente $0,5 \text{ g/cm}^2$ para a calibração da câmara livre no ar utilizando radiação gama do cobalto-60¹⁴.

A câmara cilíndrica mais comum é a de $0,6 \text{ cm}^3$ projetada por Farmer e produzida por Baldwin para calibração em dosimetria de radiação. O volume sensível desta câmara assemelha-se a um dedal, e por isso a câmara Farmer também é conhecida como câmara dedal. O diagrama esquemático da câmara cilíndrica é dado na figura 1.3.

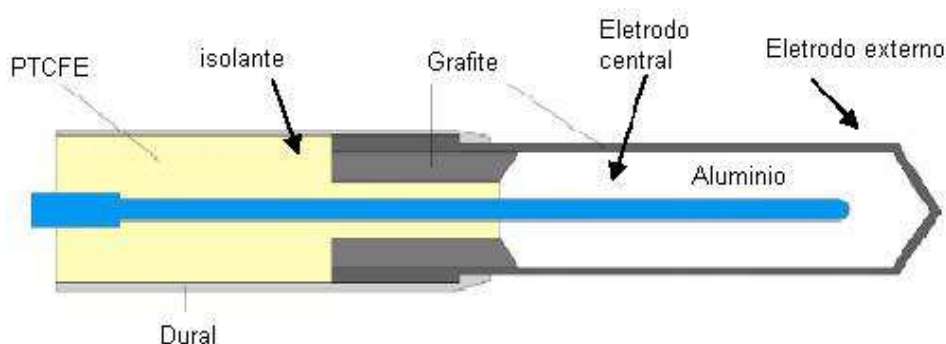


Figura 1.3. Esquema básico de uma câmara de ionização cilíndrica¹¹.

A construção da câmara deve ser o mais homogênea possível, mas por razões técnicas, é apropriado que o eletrodo central seja de um material diferente

do material das paredes. A escolha dos materiais desempenha um importante papel para assegurar que a resposta de energia seja linear. A cavidade de ar da câmara não deve ser selada, para que ocorra um equilíbrio rapidamente com a pressão e temperatura externas².

1.2.7. Protocolos

Por razões práticas, feixes clínicos de fótons e elétrons são normalmente medidos com câmaras de ionização cujos coeficientes de calibração são rastreáveis a um laboratório padrão, e então tais câmaras são utilizadas como dosímetros relativos. Antes de a câmara ser utilizada na calibração em uma máquina de radioterapia, o usuário deve identificar um protocolo de dosimetria, ou código de prática, apropriado para determinado feixe de radiação. Um protocolo de dosimetria fornece o formalismo e os dados para realizar a calibração da câmara em um laboratório padrão, para medir-se a dose absorvida na água sob condições de referência no feixe clínico.

1.2.7.1. Protocolos Baseados em Kerma no Ar

Os protocolos baseados em kerma no ar utilizam o coeficiente de calibração $N_{K,Co}$ obtido para uma câmara de ionização local de referência em um feixe de ^{60}Co em um laboratório padrão. As câmaras de ionização rotineiras são calibradas, então, por meio de calibração cruzada com a câmara de referência, em um feixe de ^{60}Co local. Na calibração de feixes de fótons e elétrons de megavoltagem com protocolo baseado em kerma no ar, são envolvidos dois passos:

- (i) O coeficiente de calibração na cavidade de ar da câmara $N_{D,air}$ é calculado a partir do coeficiente de calibração $N_{K,Co}$.

- (ii) A dose absorvida na água é determinada utilizando-se a relação de Bragg-Gray¹³ em conjunto com o sinal da câmara M_Q e o coeficiente de calibração na cavidade de ar da câmara $N_{D,air}$.

$$N_{D,air} = N_{K,Co} (1 - g) k_m k_{att} k_{cel} \quad (11)$$

onde

g é a fração da energia transferida total gasta em interações radiativas na desaceleração de elétrons secundários no ar. Para feixes de ^{60}Co no ar, $g = 0,003$, para raios-x superficiais no ar, $g < 0,0002$;

k_m é o fator de correção para a não-equivalência ao ar da parede da câmara e da capa de equilíbrio eletrônico necessária para as medidas de kerma no ar;

k_{att} é o fator de correção para a atenuação e espalhamento de fótons na parede da câmara;

k_{cel} é o fator de correção para a não-equivalência ao ar do eletrodo central da câmara de ionização cilíndrica.

Estes fatores de correção estão tabelados nos TRS 277 e TRS 381.

O coeficiente de calibração relacionado à cavidade de ar da câmara também está diretamente relacionado ao volume efetivo V_{eff} da câmara por:

$$N_{D,air} = \frac{D_{air}}{M_Q} = \frac{1}{m_{air}} \frac{W_{air}}{e} = \frac{1}{\rho_{air} V_{eff}} \frac{W_{air}}{e} \quad (12)$$

onde

(W_{air}/e) é a energia média necessária para produção de pares de íons no ar;

m_{air} é a massa de ar na cavidade da câmara;

ρ_{air} é a densidade do ar nas condições de referência para temperatura e pressão;

V_{eff} é o volume efetivo de ar na câmara para coleção de íons.

Na equação 12 verifica-se claramente que $N_{D,air}$ é uma característica do dispositivo dosimétrico e depende somente da massa efetiva de ar na cavidade da câmara, não dependendo da qualidade da radiação, assim como (W_{air}/e) é

independente da qualidade da radiação. Desta forma, o coeficiente de calibração $N_{D,air}$ determinado no feixe de ^{60}Co no laboratório primário é válido também no feixe de megavoltagem do usuário de qualidade Q . Se o volume efetivo da cavidade da câmara V_{eff} for conhecido com precisão, o coeficiente de calibração $N_{D,air}$ poderia ser determinado utilizando a equação 12, como é o caso das câmaras de ionização utilizadas para determinar o kerma no ar para unidades de cobalto nos laboratórios primários. No entanto, para câmaras de ionização comuns utilizadas em clínicas, V_{eff} não é conhecido com precisão suficiente e $N_{D,air}$ deve ser determinado a partir do coeficiente de calibração $N_{K,Co}$, utilizando a equação 11.

A dose absorvida no ar $D_{air,Q}$ na cavidade de ar pode ser convertida para dose absorvida no meio (água) $D_{w,Q}$ utilizando-se a relação de Bragg-Gray¹³. Com um valor conhecido de $N_{D,air}$ para uma câmara específica, a medida corrigida do sinal da câmara M_Q em um ponto do objeto simulador permite a determinação da dose absorvida na água, como segue:

$$D_{w,Q} = D_{air,Q} (s_{w,air})_Q p_Q = M_Q N_{D,air} (s_{w,air})_Q p_Q \quad (13)$$

1.2.7.2. Protocolos Baseados em Dose Absorvida na Água (formalismo do TRS 398)

A dose absorvida na água, D_{w,Q_0} , na profundidade de referência z_{ref} para um feixe de referência de qualidade Q_0 é dada por:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (14)$$

onde

M_{Q_0} é o sinal corrigido da câmara sob condições de referência utilizadas nos laboratórios padrões;

N_{D,w,Q_0} é o coeficiente de calibração da câmara em termos de dose absorvida na água obtido no laboratório padrão.

Quando uma câmara é utilizada em um feixe de radiação de qualidade Q diferente da qualidade de referência Q_0 , a dose absorvida na água é dada pela equação 1, que leva em consideração o fator de correção k_{Q,Q_0} , já discutido anteriormente.

Em alguns PSDLs, feixes de fótons e elétrons de alta energia são diretamente utilizados para fins de calibração e o símbolo k_{Q,Q_0} é utilizado nestes casos, com Q_0 especificando o feixe de calibração.

A unidade típica para os coeficientes de calibração $N_{D,air}$ e $N_{D,w}$ é o Gy/nC (gray/nanocoulomb). $N_{D,w}$ é exatamente o mesmo coeficiente de calibração já mencionado anteriormente, denotado por N_{D,w,Q_0} , e para simplificação das notações, deste ponto em diante será denominado apenas $N_{D,w}$.

Um sumário dos passos envolvidos nas calibrações feitas em termos de kerma no ar e em termos de dose absorvida na água pode ser visualizado na figura 1.4.

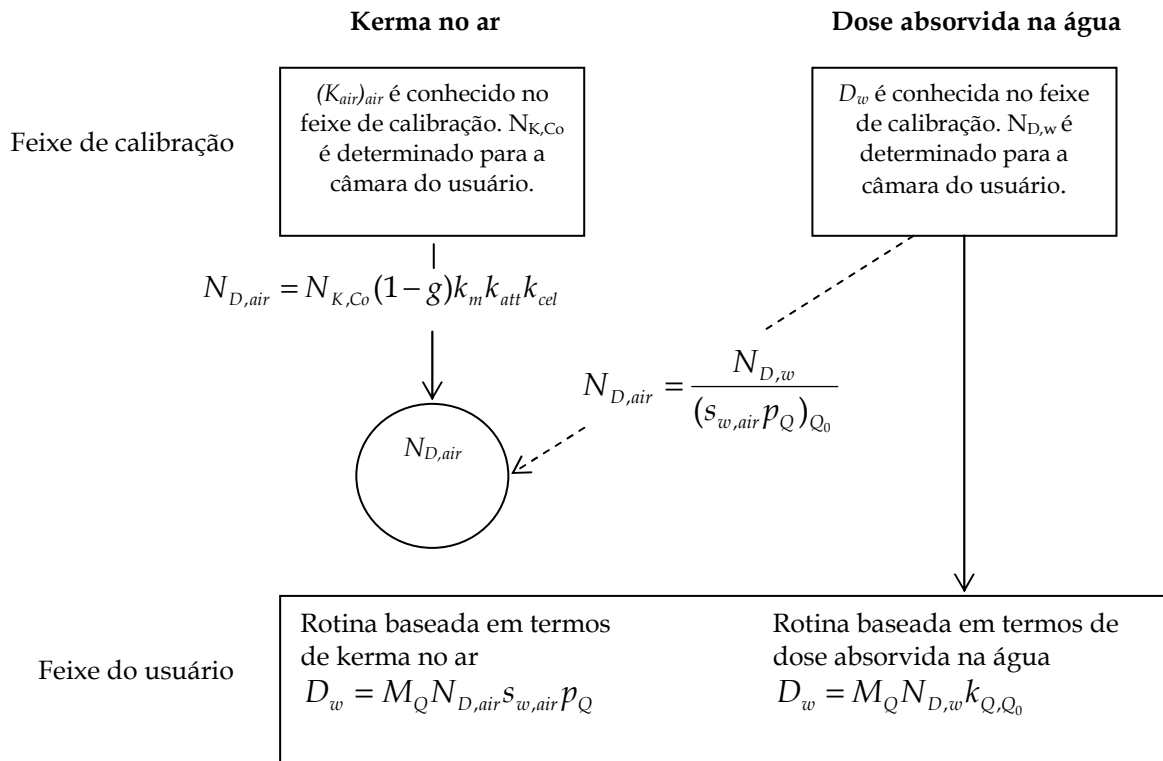


Figura 1.4. Passos envolvidos na dosimetria de referência de uma câmara de ionização: (a) baseado em padrões de kerma no ar, (b) baseado em padrões de dose absorvida na água.

1.2.8. Vantagens da Utilização de um Protocolo Baseado em Padrões de Dose Absorvida na Água

1.2.8.1. Incerteza reduzida

A grande necessidade de aperfeiçoamento nas bases da dosimetria em radioterapia fez com que os PSDLs dispensassem grandes esforços, nas últimas duas décadas, desenvolvendo padrões primários de dose absorvida na água. A razão motivadora para a mudança nas bases da dosimetria, de padrões de kerma no ar para padrões de dose absorvida na água, foi a expectativa de que calibrações em termos de dose absorvida na água reduziriam consideravelmente a incerteza na determinação desta grandeza em feixes de radioterapia. As medidas baseadas em calibrações em termos de kerma no ar requerem fatores de conversão devido às dependências da câmara para determinar a dose absorvida na água, como discutido na seção 1.2.7.1. Estes fatores de conversão não contabilizam as diferenças entre as câmaras individuais de um modelo particular. Em contrapartida, as calibrações em termos de dose absorvida na água são realizadas sob condições similares àsquelas utilizadas pelos usuários, portanto a resposta de cada câmara é considerada individualmente. Na figura 1.5 são mostradas as variações entre câmaras do mesmo modelo por meio da inconstância nas razões C_K obtidas em ^{60}Co , para um considerável número de câmaras cilíndricas utilizadas em dosimetria na radioterapia. A eliminação da componente de incerteza associada à suposição de que todas as câmaras de um mesmo modelo são idênticas, é uma justificativa que favorece a calibração de câmaras de ionização diretamente em termos de dose absorvida na água.

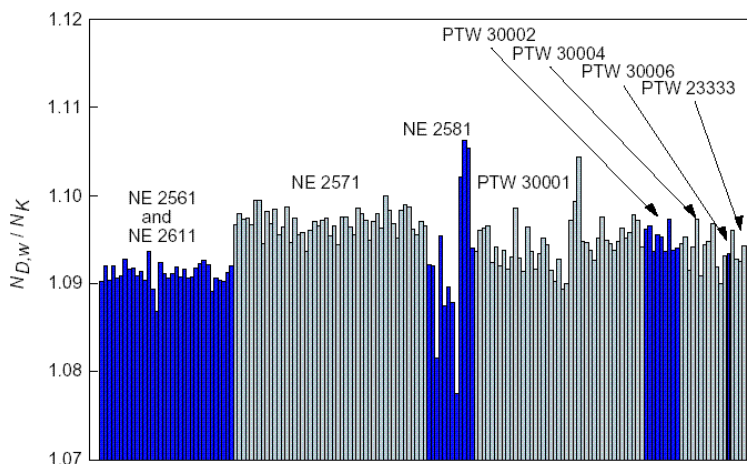


Figura 1.5. A razão C_K é um importante indicador da uniformidade dentre um determinado modelo de câmara¹⁵. As variações demonstradas pelas diferenças nesta razão são mostradas para um considerável número de câmaras. A grande variação para a câmara NE 2581 é devido às propriedades higroscópicas das paredes de plástico A-150 (dados medidos no Laboratório da AIEA)².

1.2.8.2. Sistema de dosimetria mais robusto

Embora as comparações internacionais realizadas entre os padrões de kerma no ar e de dose absorvida na água tenham demonstrado boa concordância entre estas duas grandezas, existe uma fragilidade substancial no fato de que tais padrões são baseados em câmaras de ionização e, portanto, são passíveis de erros. Além disto, dependendo do método de avaliação, o fator relacionado à atenuação na parede anterior da câmara, ao ser aplicado na determinação do kerma no ar, apresentou variações de até 0,7% para alguns padrões primários¹⁶. Em contrapartida, os padrões primários de dose absorvida na água são baseados em princípios físicos diferentes, por isso não há suposições ou fatores de correção estimados comuns a todos estes padrões. Dessa forma, a boa concordância existente entre eles oferece uma confiança maior em sua precisão.

1.2.8.3. Utilização de um formalismo simples

O formalismo adotado no TRS 277 e na maioria dos protocolos de dosimetria nacionais e internacionais, para a determinação da dose absorvida na água, é baseado na aplicação de diversos fatores de correção. Isto ocorre devido à dificuldade prática de conversão da grandeza kerma no ar para dose absorvida na água. Essa complexidade é melhor demonstrada considerando-se as equações necessárias, e os procedimentos para selecionar os dados apropriados. Além disso, são necessárias informações confiáveis acerca de determinadas características físicas das câmaras de ionização. A maioria desses dados, como fatores de correção de deslocamento e razões de poderes de frenagem, são determinados a partir de medidas complexas ou cálculos baseados em modelos teóricos. Um procedimento simplificado, baseado em um coeficiente de calibração em termos de dose absorvida na água e na aplicação de fatores de correção para as grandezas de influência, reduz a possibilidade de erros na determinação da dose absorvida na água no feixe de radiação. A simplicidade do formalismo se torna evidente quando é considerada a equação para determinação da dose absorvida na água (equações 1 e 14).

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo Geral

Implantar o novo protocolo de dosimetria da AIEA no LCI. Isto será obtido por meio da implementação do Código de Prática TRS 398, baseado em padrões de dose absorvida na água. Este novo protocolo de dosimetria irá permitir a diminuição das incertezas no processo de calibração, o que acarretará em uma melhoria da qualidade no processo de calibração. A melhoria contínua da qualidade no LCI é um requisito, uma vez que se pretende credenciar o laboratório

junto ao INMETRO. Além disso, o LCI passará a fornecer o coeficiente de calibração $N_{D,w}$ para os hospitais, para a disseminação do protocolo de dosimetria.

1.3.2. Objetivos Específicos

- Criar um banco de dados para armazenamento dos dados de calibração dos dosímetros dos usuários. A necessidade da criação desse banco de dados deve-se à busca contínua da melhoria da qualidade nos serviços prestados pelo LCI aos usuários. O armazenamento dos dados especificamente contribuirá para a melhoria da qualidade, pois o acesso aos dados será feito de forma otimizada, facilitando a avaliação do procedimento de calibração.
- Comparar as razões C_K obtidas no LCI, para diversos modelos de câmaras de ionização, e as razões obtidas em outros Institutos Nacionais de Metrologia (NMIs).
- Avaliar a diferença entre a rastreabilidade do LCI ao BIPM (por meio da câmara padrão NE 2505/3 #2080) e a rastreabilidade do LCI ao PTB (por meio da câmara padrão PTW N30002 #0272).
- Avaliar os dados de calibração de dosímetros clínicos baseados em padrões de dose absorvida na água e de kerma no ar, avaliando as incertezas envolvidas e verificando a consistência do procedimento de calibração em termos de dose absorvida na água.

1.4. Revisão Bibliográfica

Hoje em dia, considera-se aceitável uma incerteza de 5% na dose depositada no volume alvo, em radioterapia, embora não existam recomendações definitivas nesse aspecto. Muitos estudos mostraram que para certos tipos de tumores, a incerteza padrão combinada na deposição de dose deve ser menor que 3,3% ou 3,5%^{17,18,19}. Em outros tipos de tumores, é aceitável que este limite seja maior, e em alguns casos deve-se alcançar uma incerteza ainda menor¹⁸. Foi mostrado também que, considerando-se as incertezas envolvidas nos algoritmos de cálculo de dose, seria mais apropriado um limite para a incerteza padrão combinada da dose depositada no volume alvo em torno de 5%^{19,20}. O requisito de uma incerteza de $\pm 5\%$ poderia, por outro lado, ser interpretado como uma tolerância para a diferença entre a dose prescrita e a dose liberada no volume alvo. A radioterapia moderna confirmou a necessidade de se ter uma alta precisão na liberação de dose se forem aplicadas novas técnicas, incluindo escalonamento de dose em radioterapia conformacional 3-D. As tecnologias emergentes em radioterapia, como por exemplo, ferramentas modernas de diagnóstico para determinação do volume alvo, sistemas de planejamento do tratamento 3-D comerciais e aceleradores para irradiação avançados, só podem ser totalmente utilizadas se houver uma alta precisão na determinação e liberação de dose.

Em 1978, o Comitê Alemão de Padrões (*Normenausschuss Radiologie im DIN - Deutsches Institut für Normung*) propôs formalmente a calibração de instrumentos de campo em termos de “dose absorvida na água” para toda faixa de energia de feixes de fótons utilizados em Radioterapia²¹. Entretanto, esta aproximação não foi adotada na época uma vez que não existia a disponibilidade de nenhum padrão de dose absorvida na água. Devido a isto, vários laboratórios de calibração desenvolveram ou estão desenvolvendo calorímetros como padrão primário para dose absorvida na água em raios- γ de ⁶⁰Co bem como em aceleradores lineares. A primeira etapa neste procedimento é fornecer o coeficiente de calibração em termos de dose absorvida na água para os usuários no feixe de referência, geralmente

raios- γ de ^{60}Co . A segunda etapa consiste na determinação dos fatores de correção da câmara que dependem da qualidade do feixe para várias energias.

Em 1979, Reich²¹ discutiu a escolha da grandeza a ser medida por dosímetros utilizados em radioterapia. Com a introdução das unidades do SI (Sistema Internacional de Medidas) em radiologia, a grandeza exposição seria abandonada devido ao inconveniente de se utilizar fatores de correção para transformá-la em dose absorvida. Além disto, somente padrões primários de exposição estariam disponíveis, fazendo necessária a introdução de fatores de correção que fizessem a interface entre os padrões primários e os padrões secundários ou instrumentos de campo. Na época, as opiniões dos especialistas divergiam sobre a utilização da grandeza “kerma” nos procedimentos de calibração, para obtenção da dose absorvida na água apenas no nível dos usuários, ou a utilização da grandeza dose absorvida na água em todo o processo, inclusive de calibração dos instrumentos de campo. A segunda opção foi defendida por Reich, que demonstrou as vantagens da utilização da dose absorvida na água como sendo uma grandeza próxima aos efeitos biológicos causados pela radiação ionizante, o conceito de utilização dessa grandeza é aplicável a todos os tipos de radiação, e, além disso, pode-se contar com a consistência da cadeia metrológica quando a mesma grandeza (dose absorvida na água) é utilizada em todos os níveis, desde o padrão primário até o nível dos usuários.

Em 1980, Sundara et al²² apresentaram os resultados de calibrações na água de câmaras de ionização tipo Farmer, utilizando como padrão um calorímetro de grafite. A calorimetria utilizando água como meio absorvedor não estava ainda bem estabelecida na época. O calorímetro utilizado foi fabricado no mesmo formato de uma câmara de ionização tipo Farmer com volume sensível de $0,6 \text{ cm}^3$. A precisão na dose absorvida estimada foi de 1,1%, para uma taxa de dose de $4 \times 10^{-2} \text{ Gy/s}$. As câmaras de ionização foram calibradas em um feixe de ^{60}Co no objeto simulador de água, em uma distância fonte-câmara de 60 cm e um campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. A precisão global obtida na calibração das câmaras foi de 1,2%.

Desde a publicação do protocolo TRS 277 da Agência Internacional de Energia Atômica em 1987, vários países que tinham o seu próprio protocolo

passaram a adotá-lo visando à uniformização da dosimetria em radioterapia em nível internacional. Logo após a sua publicação, foi criado um Programa de Pesquisa Coordenado pela AIEA com o objetivo de testar este protocolo. O trabalho desenvolvido por este programa resultou em um Relatório Técnico da AIEA (1993) no qual ficou estabelecido que a dosimetria para feixes de ^{60}Co e de feixes de fótons e elétrons com energias acima de 10 MeV estavam consistentes com os conceitos estabelecidos pelo protocolo TRS-277²³. Uma segunda versão do TRS 277 foi publicada em maio de 1997. Em janeiro do mesmo ano, foi publicado o TRS 381, que complementa o TRS 277 no que diz respeito à dosimetria em feixes de elétrons com câmaras de placas paralelas.

Em 1995, foi realizada uma intercomparação entre os SSDLs pertencentes à Rede da AIEA/OMS (Organização Mundial da Saúde), que incluiu 17 participantes. Os resultados foram publicados no SSDL Newsletter No. 35²⁴. Em 1997, foi realizada uma segunda intercomparação envolvendo 21 participantes²⁵. Foram checados os coeficientes de calibração de 24 câmaras de ionização. A partir dos dados de todas as câmaras, foram obtidas as razões médias dos coeficientes de calibração medidos nos SSDLs em relação aos fatores medidos no Laboratório de Dosimetria da AIEA para kerma no ar e dose absorvida na água que foram, respectivamente, 1,002 (incerteza de 1,3%) e 1,004 (incerteza de 1,3%)²⁵. Na primeira intercomparação, em 1995, houve erros por parte dos laboratórios secundários no formalismo adotado para obtenção de dose absorvida na água. Os valores de $N_{D,w}$ (coeficiente de calibração em termos de dose absorvida na água) obtidos por dois SSDLs participantes apresentavam uma diferença de -10% em relação ao fator obtido pela AIEA. Estes dois laboratórios confundiram os o fator $N_{D,w}$ com o fator de dose absorvida no ar ($N_{D,air}$), relativo à câmara de ionização. Além disto, houve também inconsistência entre os laboratórios sobre qual o ponto de referência da câmara utilizado para as medidas. O ponto de referência deve ser o centro geométrico da câmara²³, mas alguns laboratórios utilizaram o ponto efetivo de medida da câmara. Ao se utilizar este ponto, deve ser aplicado um fator de correção para a diferença entre o posicionamento do centro geométrico e do ponto efetivo de medida da câmara. Na segunda intercomparação, esses erros não voltaram a

ocorrer, e as diferenças entre os coeficientes de calibração obtidos pelos SSDLs e os fatores calculados pela AIEA estavam consistentes, considerando-se algumas exceções. Houve uma diferença de 1% entre os fatores N_k medidos em 1995 e em 1997 em um dos SSDLs, e a conclusão foi que houve problemas na câmara de ionização. Essa diferença de 1% resultou em uma variação de 2,3% na razão $N_{k,SSDI}/N_{k,AIEA}$. Apesar dessa exceção, as comparações entre os coeficientes de calibração medidos nos outros SSDLs, em relação aos fatores obtidos na AIEA, não ultrapassaram uma variação de 1,3%.

Anteriormente a 1999, a dosimetria de referência de feixes de fótons de alta energia era amplamente realizada utilizando-se câmaras de ionização calibradas livres no ar, em termos de kerma no ar, na qualidade de referência (^{60}Co). Era necessária, então, a transferência entre a situação de calibração e a situação do usuário final, cuja grandeza de interesse é a dose absorvida na água, na qual a dosimetria no nível do paciente é baseada. Essa transferência era realizada utilizando-se os formalismos presentes nos TRS 277 da AIEA e *Task Group 21* (TG-21)²⁶ da *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM), protocolos baseados em padrões de kerma no ar. Nas duas últimas décadas, os laboratórios padrões em todo o mundo estão envolvidos no desenvolvimento e comissionamento de padrões de dose absorvida na água e a provisão de serviços de calibração diretamente em termos de dose absorvida na água. Paralelamente, a AIEA e a AAPM, por meio dos protocolos TRS 398 e *Task Group 51* (TG-51)²⁷, respectivamente, têm traçado diretrizes a fim de permitir a disseminação dos padrões de dose absorvida na água. Os dois protocolos fazem uso dos fatores de conversão para a dependência da câmara devido à qualidade do feixe, k_Q , aplicado para a qualidade de referência Q_0 do ^{60}Co , para calcular o coeficiente de calibração em um acelerador linear de qualidade Q . O TG-21 também apresenta expressões que podem ser utilizadas para calcular o coeficiente de calibração em termos de dose absorvida na água, $N_{D,w}^Q$, para uma qualidade Q , a partir de coeficientes de calibração em ^{60}Co em termos de exposição ou em termos de dose absorvida na água. O padrão alemão DIN-6800²⁸ também apresenta o conceito do fator de

conversão para dependência devido à qualidade do feixe, k_Q . Um sumário em inglês do DIN-6800 foi apresentado por Hohlfeld²⁹.

Shortt et al.³⁰ compararam os coeficientes de calibração em termos de kerma no ar e em termos de dose absorvida na água medidos no *National Institute of Standards and Technology* (NIST) e no *National Research Council of Canada* (NRC). Foram utilizados os protocolos da *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) *Task Group 21* (TG-21)²⁶, um protocolo de dosimetria baseado em padrões de kerma no ar, e o *Task Group 51* (TG-51)²⁷, baseado em padrões de dose absorvida na água. As medidas foram feitas com três câmaras de ionização de transferência da marca Nuclear Enterprises (NE), modelo 2571. As razões entre os coeficientes de calibração do NRC e do NIST foram 0,9950 e 1,0061 para os padrões de dose absorvida na água e kerma no ar, respectivamente. No caso do padrão de dose absorvida na água, a incerteza combinada da razão $N_{D,w,NRC}/N_{D,w,NIST}$ foi 0,6% e, conseqüentemente, a diferença observada entre os dois de 0,5% não é significativa com fator de cobertura $k = 1$ (nível de confiança 68%). No caso do padrão de kerma no ar, a incerteza combinada da razão $N_{K,NRC}/N_{K,NIST}$ foi 0,4%, e portanto a diferença de 0,61% observada entre os dois é significativa com fator de cobertura $k = 1$. No entanto, esta discrepância foi devida a diferenças nos métodos de obtenção do fator de correção para a atenuação e espalhamento das paredes da câmara, p_{wall} , utilizados nos dois laboratórios. Considerando-se as mudanças implementadas nos padrões utilizados nas calibrações, os resultados apresentados mostraram-se de acordo com os obtidos em uma comparação realizada anteriormente. Uma importante mudança, que alterou a relação entre a dosimetria clínica no Canadá e nos Estados Unidos em 1%, foi a transição do protocolo TG-21 para o protocolo TG-51. Em dosimetria clínica de referência, esta transição resultaria em um aumento de cerca de 2%, dependendo da câmara utilizada, do protocolo seguido e da rastreabilidade ao NRC ou ao NIST.

Desde 1988 foram feitas intercomparações internacionais de dose absorvida na água no BIPM³¹. Na Tabela 2.1 são apresentadas as equivalências entre a dose absorvida medida a partir de padrões de transferência dos Institutos Nacionais de Metrologia (NMIs) e a dose absorvida medida a partir do padrão primário do

BIPM³¹. A transferência do padrão primário para as câmaras de ionização normalmente utilizadas como padrões de transferência foi empreendida por cada NMI e possuiu uma incerteza associada ($u_{Dw,NMI}$). Para isso, cada NMI calibrou sua câmara padrão de transferência em relação ao seu padrão de referência nacional. Obteve-se, então, o coeficiente de calibração dos padrões de transferência nacionais, $N_{Dw,NMI}$, que foi comparado com o coeficiente de calibração medido para estes padrões no BIPM, $N_{Dw,BIPM}$. Foi utilizada a razão $N_{Dw,NMI}/N_{Dw,BIPM}$ (R_{NMI}) para verificar a equivalência entre a dose absorvida obtida em cada NMI e a dose absorvida obtida no BIPM. Foram estimadas as incertezas padrão relativas $u_{R,NMI}$ associadas à quantidade R_{NMI} .

Tabela 1.1. Dados de equivalência entre os Laboratórios Nacionais e o BIPM³¹

NMI	Ano	$u_{Dw,NMI}$	R_{NMI}	$u_{R,NMI}$	Padrão Primário
PTB	1990	0,0076	0,9934	0,0081	Solução Fricke
BNM-LNHB	1993	0,0034	0,9988	0,0040	Calorímetro de grafite
ENEA	1994	0,0044	0,9969	0,0049	Calorímetro de grafite
BEV	1994	0,0037	0,9990	0,0043	Calorímetro de grafite
ARPANSA	1997	0,0020	1,0024	0,0030	Calorímetro de grafite
NIST	1997	0,0035	0,9984	0,0051	Calorímetro de água
NRC	1998	0,0041	0,9976	0,0051	Calorímetro de água
LSDG	1999	0,0066	0,9948	0,0074	Calorímetro de água
NMi	2000	0,0040	0,9962	0,0039	Calorímetro de grafite
METAS	2000	0,0041	0,9999	0,0054	Calorímetro de água
VNIIFTRI	2000	0,0040	0,9967	0,0043	Calorímetro de grafite
OMH	2001	0,0048	0,9983	0,0049	Calorímetro de grafite

PTB - *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (Alemanha)

BNM-LNHB – *Bureau National de Métrologie – Laboratoire National Henri Becquerel* (França)

ENEA – *Ente per le Nuove Tecnologie, l'Energia e l'Ambiente* (Itália)

BEV – *Bundesamt für Eich-und Vermessungswesen* (Áustria)

ARPANSA – *Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency* (Austrália)

LSDG – *Laboratorium voor Standaarddosimetrie, Gent* (Bélgica)

NMi – *Nederlands Meetinstituut* (Holanda)

METAS – *Swiss Federal Office of Metrology and Accreditation* (Suíça)

VNIIFTRI – *Institute for Physical-Technical and Radiotechnical Measurements, Gosstarndart of Russia* (Rússia)

OMH – *Országos Mérésügyi Hivatal/National Office of Measures* (Hungria)

Kramer³² relatou a participação do PTB em uma intercomparação entre laboratórios primários para os padrões de dose absorvida na água e kerma no ar, realizada em fevereiro de 2001. As medidas foram realizadas como calibrações de rotina. O padrão de dose absorvida na água utilizado pelo PTB foi um dosímetro Fricke. O BIPM forneceu três câmaras de diferentes tipos para serem calibradas. A razão entre os coeficientes de calibração $N_{D,w}/N_K$ para a câmara NE2571, número de série 2106, foi 1,092. Este valor foi próximo à média obtida a longo prazo para este tipo de câmara. A incerteza relativa do coeficiente de calibração $N_{D,w}$ foi 1,4% (fator de cobertura $k = 2$).

O ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) Report 64⁵, de 2001, recomenda a dosimetria de feixes de fótons de alta energia baseada em padrões de dose absorvida na água. Neste documento é apresentada a diferença na obtenção da dose ao serem aplicados os formalismos baseados em termos de kerma no ar e em termos de dose absorvida na água. São apresentados os resultados dessas diferenças por meio da razão $D_w(N_K)/D_w(N_{D,w})$, que corresponde à razão entre a dose absorvida na água obtida como formalismo K_{air} e a dose absorvida na água obtida com o formalismo $N_{D,w}$. As medidas foram feitas em um feixe de ^{60}Co . Os resultados são mostrados na tabela 1.2.

Tabela 1.2. Resultados de $D_w(N_K)/D_w(N_{D,w})$ para feixes de ^{60}Co obtidos no BIPM, BEV, PTB e NRC para diferentes modelos de câmaras de ionização⁵.

Modelo da câmara de ionização	$D_w(N_K)/D_w(N_{D,w})$			
	BIPM	BEV	PTB	NRC
NE 2561	0,996	1,001	1,003	-
NE 2571	0,997	1,003	1,001	1,001
NE 2581	-	1,005	1,000	1,003
PTW M 233641	-	1,001	-	-
PTW M 233242	-	1,003	-	-
PTW M 23332	-	1,003	1,003	-
PR-06	0,992	1,003	1,002	0,999
IC-10	-	1,002	-	-
PTW M 23331	-	-	0,996	-
Exradin T1	0,993	-	-	-
Exradin T2	0,992	-	-	-
ÖFZS TK01	-	1,000	-	-
ÖFZS CC1	-	1,001	-	-

As discrepâncias verificadas na tabela 1.2 podem ser explicadas por dois motivos principais: (a) os fatores de correção utilizados no formalismo N_K , que não levam em consideração as diferenças entre câmaras de um mesmo modelo e (b) as calibrações das câmaras investigadas foram feitas diretamente em relação a padrões primários de kerma no ar e dose absorvida na água, nos PSDLs, e, portanto, contam com as diferenças existentes entre esses padrões.

CAPÍTULO 2

2.1. Materiais e Métodos

2.1.1. Banco de Dados

Os dados das calibrações eram inicialmente armazenados em planilhas eletrônicas, utilizadas também para realizar os cálculos de calibração. Como se utilizava uma planilha para cada dosímetro clínico, o número de planilhas construídas era muito grande. O transporte dos dados finais de calibração para um banco de dados tornou-se, então, uma necessidade para um acesso mais rápido e otimizado aos dados. As planilhas eletrônicas continuarão sendo utilizadas para os cálculos, enquanto os dados das calibrações futuras serão transportados continuamente para o banco de dados. Foi construído assim um banco de dados para armazenar os dados de calibrações das câmaras dos usuários. O aplicativo utilizado foi o Microsoft Office Access[®].

O banco de dados construído é relacional, ou seja, com relações entre os dados para permitir um acesso rápido aos resultados de calibrações dos conjuntos dosimétricos dos usuários. Essas relações permitem saber quantas vezes o conjunto dosimétrico foi calibrado, em que data ocorreu a calibração e os coeficientes de calibração obtidos em calibrações sucessivas, para fins de controle de qualidade do processo de calibração. Em muitos hospitais existe mais de um conjunto dosimétrico, e cada um foi cadastrado separadamente.

O banco de dados fornece informações sobre os seguintes parâmetros:

- a) Dados cadastrais das instituições que enviam dosímetros clínicos para calibração no LCI. Esses dados cadastrais consideram endereço, telefone, fax, *e-mail*, responsável e código do cliente, fornecido pelo LCI.

- b) Conjuntos dosimétricos, em que estão contidos os fabricantes, modelos e números de série das câmaras de ionização e dos eletrômetros que compõem o dosímetro clínico.
- c) Resultados, em que estão contidos os dados de calibração (coeficientes de calibração), em termos de kerma no ar e em termos de dose absorvida na água. Além disso, há os resultados da razão C_K para cada dosímetro clínico, desde que tenham sido realizadas calibrações na água e no ar.
- d) Calibrações previstas, em que é possível obter uma listagem dos conjuntos dosimétricos que deverão ser enviados pelas instituições responsáveis para re-calibração. A recomendação da AIEA é que os conjuntos sejam calibrados a cada dois anos, e assim, o banco de dados fornece os dados dos conjuntos e das instituições que devem providenciar re-calibração. A listagem é composta por um conjunto de informações* que fornecem os dados cadastrais da instituição, conjunto dosimétrico da respectiva instituição, a data da calibração realizada há dois anos e os resultados desta calibração. Essa listagem é gerada no início de cada ano, para que seja possível agendar ao longo do ano as calibrações, de forma que sejam atendidas tanto as necessidades das instituições quanto as limitações de tempo do LCI, uma vez que o volume de dosímetros calibrados ao longo do ano é muito grande. A listagem é gerada por meio de um cálculo simples, que contabiliza o intervalo de um ano e considera as calibrações realizadas há dois anos. O cálculo utiliza uma fórmula do tipo

$$D(m_a - 24) \leq C \leq D(m_a - 12) \quad (15)$$

em que

D é a data das calibrações já feitas

m_a é o mês atual

* C é o conjunto de informações

Dessa forma, por exemplo, nas calibrações previstas para início em janeiro de 2006, o cálculo tem como resposta o intervalo janeiro-dezembro de 2004, levando em consideração que o período de recalibração recomendado pelo Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) é de 2 anos.

Para a construção do banco de dados, foi necessário o acesso ao arquivo impresso do Laboratório de Calibração do IPEN, no qual foram selecionados os certificados de calibração dos dosímetros clínicos. A partir dos certificados foram obtidos todos os dados cadastrais dos hospitais, os diversos conjuntos dosimétricos e os coeficientes de calibração N_K e $N_{D,w}$ para cada câmara de ionização.

2.1.2. Calibrações

As calibrações foram realizadas no Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN, no irradiador de cobalto Gammatron da marca Siemens, modelo S80, posicionado de forma que produz um feixe horizontal. As câmaras foram montadas em um suporte fixo para assegurar o posicionamento correto. O centro das câmaras foi posicionado no plano de referência, coincidindo com raio central do feixe de radiação. O ponto de referência das câmaras cilíndricas para calibração e medidas de referência localiza-se no eixo da câmara, no centro do volume sensível². Foi aplicado um fator de correção para temperatura e pressão, conforme a equação 5. Os valores de pressão e temperatura foram verificados com um termômetro, da marca Dr. Siebert & Kuhn Kaufungen - Kassef, e um barômetro aneróide, da marca Negretti & Zambra. A umidade da sala onde foram realizadas as medidas foi mantida entre 40% e 60%. O eletrômetro utilizado foi um modelo UNIDOS (10002), da marca Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW), número de série 20090. Para as calibrações das câmaras dos usuários foi utilizada uma câmara padrão terciário tipo dedal da marca Nuclear Enterprises Ltd., modelo 2505/3, série 2080, com coeficiente de calibração determinado pelo LNMRI (rastreador ao BIPM). Paralelamente foram feitas medidas com uma câmara padrão secundário da marca PTW, modelo N30002, série 0272, com coeficiente de calibração determinado pelo PTB na Alemanha. A voltagem de polarização (-300V) aplicada nas câmaras padrão do LCI foi fornecida pelo eletrômetro padrão. O mesmo ocorreu com as câmaras dos usuários, que tiveram sua tensão de polarização suprida pelos seus respectivos eletrômetros. Foi feita uma série de

cinco medidas para cada câmara. O tempo de cada medida foi de 2 minutos. Para evitar variações nas medidas devido a fuga (que geralmente é provocada por umidade), os conjuntos foram armazenados em uma estufa apropriada.

Na figura 2.1 são visualizados o eletrômetro e o barômetro utilizados nas calibrações. Na figura 2.2 é mostrado o irradiador de cobalto.



Figura 2.1. a) Eletrômetro utilizado nas calibrações; b) Barômetro utilizado nas calibrações.



Figura 2.2. Irradiador de Cobalto

As calibrações são feitas segundo os passos descritos a seguir:

- a) Calibração com a câmara padrão: é feita a medida Q_A com a câmara de ionização padrão no feixe de ^{60}Co e calculada sua taxa, uma vez que cada medida tem duração de 2 minutos. A taxa de Q_A é dada em $\mu\text{e}/\text{min}$ (taxa da unidade de escala do eletrômetro). A unidade de escala do eletrômetro, geralmente, é o nC (nanocoulomb). Uma vez que é conhecido o coeficiente de

calibração N_K e $N_{D,w}$ da câmara padrão (fornecido pelo laboratório padrão), dado em mGy/ue, é calculada a taxa de kerma no ar e a taxa de dose absorvida na água como segue:

$$\dot{K}_{air} = \dot{Q}_A \cdot N_K \quad [\text{mGy}/\text{min}] \quad (16)$$

$$\dot{D}_w = \dot{Q}_A \cdot N_{D,w} \quad [\text{mGy}/\text{min}] \quad (17)$$

- b) Com a câmara de ionização do usuário, é feita a medida de 2 minutos no feixe de ^{60}Co , da mesma forma como é feita com a câmara padrão, obtendo-se sua taxa \dot{Q}_B . Conhecendo-se a taxa de kerma no ar e a taxa de dose absorvida na água, obtida como descrito no item “a”, são calculados os coeficientes de calibração da câmara do usuário como segue:

$$N_K = \frac{\dot{K}_{air}}{\dot{Q}_B} \quad [\text{mGy}/\text{ue}] \quad (18)$$

$$N_{D,w} = \frac{\dot{D}_w}{\dot{Q}_B} \quad [\text{mGy}/\text{ue}] \quad (19)$$

Ressalta-se aqui que no item “b” é mostrado o procedimento para o cálculo dos coeficientes de calibração das câmaras dos usuários, que nada têm a ver com os fatores N_K e $N_{D,w}$ da câmara padrão.

2.1.2.1. Calibrações em termos de kerma no ar

Na calibração em termos de kerma no ar, as câmaras foram posicionadas livres no ar. O posicionamento é feito em um suporte fixo, o alinhamento é efetuado por meio da luz do campo, que é projetada na parede posterior da sala de calibração. A imagem formada pela câmara, devido à luz do campo, permite que

seja feito o alinhamento do ponto de referência da câmara com o eixo central do feixe. A mesa de alinhamento possui um ajuste fino de movimentação, para permitir a precisão no posicionamento. As câmaras foram posicionadas a 100 cm da fonte. As medidas foram feitas em um campo de 10 cm x 10 cm. A calibração foi feita de acordo com o método da substituição proposto pelo Manual TRS 374 da AIEA⁷. Neste método, uma câmara é posicionada no feixe e é feita uma série de medidas; após isso a câmara é trocada por outra câmara para que uma série de medidas semelhante seja feita. Uma vantagem deste método é que as medidas não são afetadas pela não-uniformidade do feixe de radiação, diminuindo a incerteza do processo.

Na figura 2.3. é mostrado um esquema da luz do campo e a projeção da câmara. A região em amarelo corresponde à luz do campo. O reticulado no centro da figura é projetado pela luz do campo luminoso, em que o centro do reticulado coincide com o eixo central do feixe. O centro do volume sensível das câmaras cilíndricas da marca Exradin, modelo A12, fica a 12,9 mm da extremidade da câmara, enquanto o centro do volume sensível das câmaras tipo Farmer fica a 12,0 mm da extremidade da câmara. Esses dois tipos de câmaras foram calibrados no LCI.

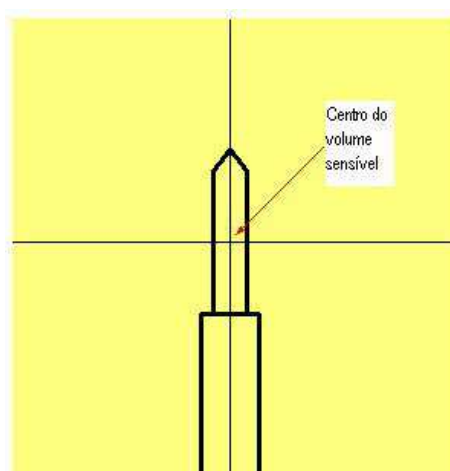


Figura 2.3. Esquema da luz do campo e projeção da câmara de ionização.

Na figura 2.4 é mostrado o arranjo experimental para calibração em termos de kerma no ar.



Figura 2.4. Arranjo experimental para calibração em termos de kerma no ar.

Para a calibração em termos de kerma no ar, as câmaras de ionização são utilizadas com capa de equilíbrio eletrônico para o estabelecimento do equilíbrio das partículas carregadas¹³.

Na figura 2.5 são visualizadas as câmaras padrões do LCI com a capa de equilíbrio eletrônico, da forma como são utilizadas na calibração.



(a)



(b)

Figura 2.5. a) Padrão #2080 com a capa de equilíbrio eletrônico; b) Padrão #0272 com a capa de equilíbrio eletrônico.

2.1.2.2. Calibrações em termos de dose absorvida na água

A calibração em termos de dose absorvida na água é feita de acordo com as recomendações do TRS 398, e estão descritas na tabela 2.1.

Tabela 2.1. Condições de referência para a determinação da dose absorvida na água em um feixe de ^{60}Co .

Grandeza de Influência	Valor ou características de referência
Material do objeto simulador	Água
Tipo de câmara	Cilíndrica
Profundidade de medida, Z_{ref}	5 cm
Ponto de referência da câmara	No centro do volume sensível, no eixo central
Posição do ponto de referência da câmara	Na profundidade de medida, Z_{ref}
Distância fonte-superfície	100 cm
Tamanho de campo	10 cm x 10 cm

O objeto simulador utilizado tem volume de 30 cm x 30 cm x 30 cm, paredes de acrílico, com uma janela frontal de 1 mm de espessura e área 10 cm x 10 cm. O objeto simulador permite um posicionamento preciso das câmaras na profundidade de referência por meio de suportes de acrílico nos quais elas são encaixadas. Este objeto simulador foi desenvolvido pela AIEA e distribuído para os SSDLs que pertencem à rede da AIEA/OMS. Na figura 2.6 é visualizado o esquema do objeto simulador utilizado.

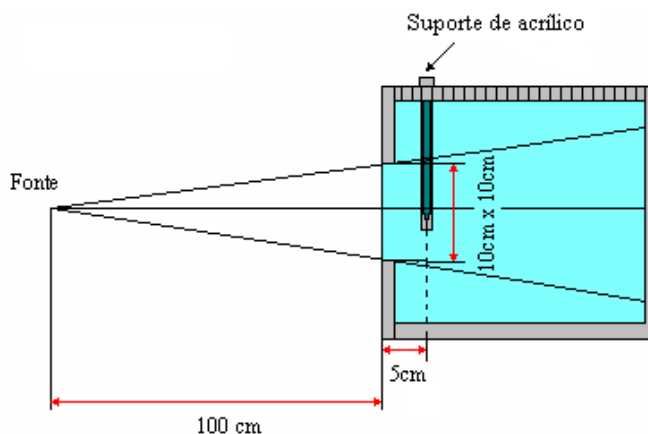


Figura 2.6. Esquema do objeto simulador utilizado para medidas de taxa de dose absorvida na água.

No esquema da figura 2.6, a câmara de ionização está encaixada no interior do suporte de acrílico, não entrando em contato com a água.

Todas as câmaras foram posicionadas com o eixo central perpendicular à direção do feixe de radiação. O conjunto padrão foi conectado e posicionado na sala de irradiação uma hora antes das calibrações, tanto no ar quanto na água, para estabilização térmica e elétrica. Os conjuntos dos usuários foram conectados para estabilização 20 minutos antes das medidas.

Na figura 2.7 é visualizado o arranjo experimental para calibração em termos de dose absorvida na água.



(a)



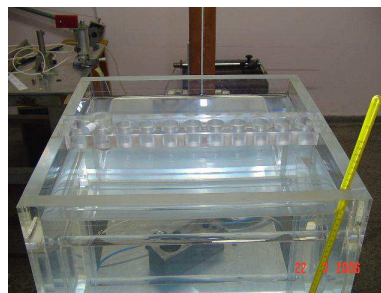
(b)

Figura 2.7. a) Arranjo experimental para calibração em termos de dose absorvida na água; b) Detalhe da janela frontal e a câmara encaixada no suporte de acrílico.

Na figura 2.8 são mostrados o suporte de acrílico e o suporte com furos por meio do qual ele é encaixado no objeto simulador, para posicionamento das câmaras tipo Farmer. A distância entre os centros dos furos do suporte é de 2,5 cm. O suportes de acrílico possui 30 cm de comprimento, e é posicionado verticalmente no segundo furo, ficando assim a uma distância de 5,0 cm da janela frontal da parede de acrílico, que é a profundidade de referência utilizada nas calibrações.



(a)



(b)

Figura 2.8. a) Suporte de acrílico; b) Suporte com furos fixado na parte superior do objeto simulador, para encaixe do suporte de acrílico.

As câmaras da marca Exradin são colocadas diretamente na água, por serem à prova d'água, e são fixadas somente na parte superior do objeto simulador, com um suporte que também é encaixado nos furos utilizados para o encaixe do suporte de acrílico.

Na calibração em termos de dose absorvida na água, as câmaras de ionização são utilizadas sem capa de equilíbrio eletrônico, uma vez que a espessura de água já é suficiente para estabelecimento do equilíbrio de partículas carregadas. Na figura 2.9 são visualizados os padrões do LCI sem a capa de equilíbrio eletrônico, da forma como são utilizadas na calibração.



Figura 2.9. a) Padrão #2080 sem a capa de equilíbrio eletrônico; b) Padrão #0272 sem a capa de equilíbrio eletrônico.

A partir dos dados de calibração disponíveis em termos de kerma no ar (desde 2001) e em termos de dose absorvida na água (desde 2002), foram realizados testes de estabilidade a longo prazo das duas câmaras padrão pertencentes ao LCI. Estes testes são parte do controle de qualidade do processo de calibração.

Segundo o TRS 374, a variação nas medidas do padrão não deve exceder $\pm 0,5\%$, e se isso ocorrer, deve ser enviado novamente ao PSDL (ou SSDL) para recalibração ou avaliação de possíveis danos no instrumento²⁹.

As medidas de taxa de kerma no ar e taxa de dose absorvida na água foram corrigidas pelo decaimento da fonte, para obter-se linearidade. A lei do decaimento utilizada para a correção foi:

$$M = M_0 \cdot 2^{-t/\tau} \quad (20)$$

em que

M é a taxa (kerma ou dose absorvida);

M_0 é a taxa inicial;

t é o tempo decorrido entre as calibrações;

τ é o tempo de meia vida do ^{60}Co .

O valor utilizado para a meia vida do ^{60}Co recomendado pela AIEA³³ foi 1925,5 d.

2.1.3. Razão C_K e “Razão Equivalente ao BIPM”

Os resultados das calibrações em termos de kerma no ar e em termos de dose absorvida na água foram utilizados para cálculo da razão C_K . Rodrigues³⁴ apresentou as razões C_K obtidas em calibrações realizadas no Laboratório Nacional para Metrologia de Radiação Ionizante (LNMRI) e no LCI, comparando-as com as razões de vários laboratórios primários, como o *National Physical Laboratory* (NPL) no Reino Unido e o Laboratório de Dosimetria da AIEA. O procedimento adotado foi analisar a razão para cinco padrões de transferência antes de oferecer o serviço de calibração em termos de dose absorvida na água para os usuários. Foi avaliada a estabilidade a longo prazo dos padrões em termos de kerma no ar e dose absorvida na água. As medidas foram corrigidas devido às grandezas de influência temperatura e pressão. Os padrões de transferência utilizados na comparação foram três câmaras de ionização fabricadas pela Nuclear Enterprises (modelo 2561). A razão $N_{D,w}/N_K$ obtida no *Bureau International des Poids et Mesures* (BIPM) para os três padrões foi 1,091, $s = 0,003$. Esta razão mostrou-se compatível com outras medidas das câmaras NE 2561³⁵ realizadas no BIPM e que fornecem um resultado de 1,091, $s = 0,002$. Observou-se concordância também ao comparar-se com as razões 1,093, $s = 0,001$ e 1,091, $s = 0,001$ obtidas pelo NPL³⁶ e pela AIEA³⁷, respectivamente, ressaltando que a AIEA é rastreável ao BIPM. Os outros dois padrões foram calibrados em termos de kerma no ar e dose absorvida na água no LNMRI, a fim de obter-se a razão C_K . Um destes padrões foi utilizado em uma intercomparação promovida pela AIEA em 1997²⁵. Obteve-se a razão $N_{D,w,LNMRI}/N_{K,LNMRI}$ igual a 1,081. Este resultado teve concordância de 1% em relação à razão obtida pela AIEA, para o padrão utilizado na intercomparação, que foi 1,092. Além disso, segundo Andreo³⁸, na comparação entre os valores obtidos pelo BIPM e pelos laboratórios secundários foi mostrado que a maioria deles concorda em torno de 1%.

As razões C_K obtidas foram normalizadas para obtenção da “razão equivalente ao BIPM”. O objetivo dessa normalização é determinar a diferença das razões obtidas no LCI, para diversos modelos de câmaras de ionização, em relação

às mesmas razões obtidas no BIPM. Essa normalização é importante, uma vez que as calibrações feitas em diferentes laboratórios resultarão em coeficientes de calibração diferentes, levando em consideração particularidades do laboratório e do padrão utilizado. A normalização das razões C_K é possível uma vez que seja conhecida a razão entre o laboratório nacional (NMI) e o BIPM dos padrões de kerma no ar e de dose absorvida na água³⁹. As razões entre o laboratório nacional e o BIPM para kerma no ar e dose absorvida na água são obtidas por meio de $[K(NMI)/K(BIPM)]$ e $[D_w(NMI)/D_w(BIPM)]$, respectivamente. A “razão equivalente ao BIPM” será, portanto:

$$\frac{N_{D,w}(BIPM)}{N_K(BIPM)} = [N_{D,w}(NMI)/N_K(NMI)] \left[\frac{K(NMI)/K(BIPM)}{D_w(NMI)/D_w(BIPM)} \right] \quad (21)$$

O valor da razão $[K(LNMRI)/K(BIPM)]$ é igual a 1,0004, incerteza de 0,0023⁴⁰. O valor da razão $[D_w(LNMRI)/D_w(BIPM)]$ é efetivamente igual a 1,000, incerteza de 0,003, assumindo que o padrão secundário do LNMRI é calibrado no BIPM e que o LCI é rastreável aos padrões do LNMRI.

A equação 21 se torna, portanto:

$$\frac{N_{D,w}(BIPM)}{N_K(BIPM)} = [N_{D,w}(LNMRI / LCI) / N_K(LNMRI / LCI)] \frac{1,0004 \pm 0,0023}{1,000 \pm 0,003} \quad (22)$$

E a “razão equivalente ao BIPM” será:

$$\frac{N_{D,w}(BIPM)}{N_K(BIPM)} = 1,0004 C_K(LNMRI / LCI) \quad (23)$$

No trabalho de Rodrigues³⁴, são fornecidos os resultados obtidos pelo LNMRI e pelo LCI para as razões equivalentes ao BIPM, juntamente com os resultados de outros laboratórios nacionais, como o BIPM, BARC, NIST, NPL, NRC, IAEA e PTB. Esses resultados são mostrados na tabela 2.2.

Tabela 2.2. As razões equivalentes ao BIPM obtidas pelo LNMRI e LCI, fornecidas juntamente com os resultados de outros laboratórios nacionais³⁴. O desvio padrão foi obtido a partir da amostragem das câmaras.

Câmara	Amostragem	Razão Equivalente ao BIPM	Desvio Padrão (%)
NE 2561			
LCI	02	1,091	0,69
IAEA	40	1,091	0,09
BIPM	16	1,091	0,23
NPL	37	1,097	0,13
NE 2571			
LCI	26	1,099	0,45
BIPM	15	1,098	0,09
IAEA	70	1,097	0,13
BARC	06	1,101	0,28
NPL	01	1,102	---
NIST	05	1,104	0,32
NRC	05	1,098	0,14

CAPÍTULO 3

3.1. Resultados e Discussões

3.1.1. Banco de Dados

Na figura 3.1 é apresentado o diagrama esquemático do banco de dados, com suas subdivisões principais.

Na figura 3.2 é apresentado um exemplo da janela contendo os dados cadastrais dos hospitais.

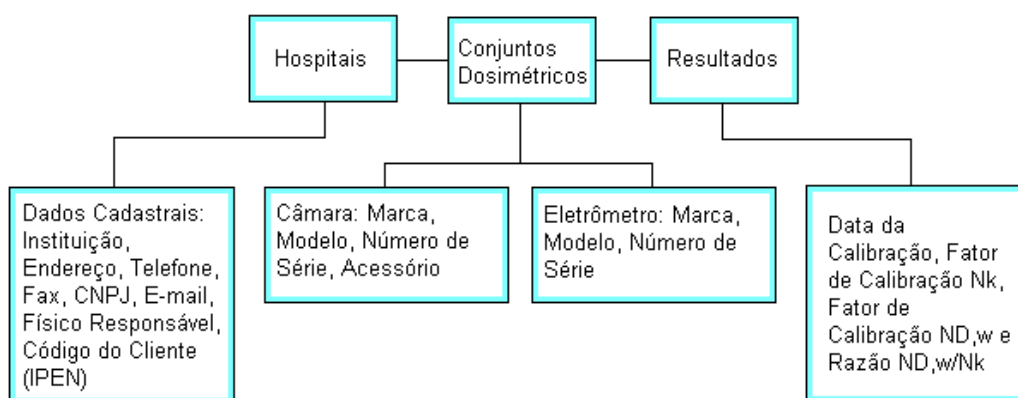


Figura 3.1. Diagrama esquemático do banco de dados.

Conjuntos Dosimétricos	
Hospital	Centro Brasileiro de Radioterapia Oncologia Mastologia
Instituição	Centro Brasileiro de Radioterapia Oncologia Mastologia
Endereço	Av. Quinta Avenida, 180
Bairro	Setor Universitário
Cidade	Goiânia
CEP	74565-420
UF	GO
Telefone	(62) 202-4040 R
FAX	(62) 202-4040
CGC/CNPJ	00.754.174/0001-40
Responsável	Mafalda Feliciano Berdaky
E-mail	mafalda@cebrom.com.br
Código do Cliente	520.609X/01

Registro: 6 de 103

Figura 3.2. Janela do banco de dados, demonstrativa dos dados cadastrais dos hospitais.

Observa-se na figura 3.2 que existem atualmente 103 instituições cadastradas, como pode ser verificado nos registros (canto inferior esquerdo). Todos os dados são inseridos em tabelas, e a partir destas tabelas são criados os formulários visualizados nas janelas.

O botão “Conjuntos Dosimétricos” no canto superior esquerdo da figura 3.2, quando acionado, fornece os dados dos conjuntos dosimétricos do hospital em questão, assim como os dados de todas as calibrações referentes a cada conjunto dosimétrico daquele hospital em questão. Estas informações podem ser visualizadas na figura 3.3. Os coeficientes de calibração possuem unidades “mGy/ue”, onde “ue” é a unidade de escala do eletrômetro.

The screenshot shows the 'Conjuntos Dosimétricos' window with the following data:

Data	Modelo_Câmara	NúmerodeSérie_Câmara	Nk	Ndw	Ndw/Nk
02/08/2004	Exradin A12	199	44,729	49,480	1,1062
10/04/2002	Exradin A12	199	44,858		
*		199			

Additional fields in the window include: Eletrômetro: Sun Nuclear Corporation; Modelo_Eletrômetro: 1010; NúmerodeSérie_Eletrômetro: 1450010; Modelo_Câmara: A12; NúmerodeSérie_Câmara: 199; Acessório: Capa de equilíbrio eletrônico; Câmara: Exradin; Hospital: Centro Brasileiro de Radioterapia Oncologia Mastologia.

Figura 3.3. Conjuntos dosimétricos e respectivos resultados de calibração do hospital mostrado na figura 3.2.

Nos casos em que o hospital possui mais de um conjunto dosimétrico, pode-se acessá-los normalmente a partir da janela “Conjuntos Dosimétricos”, como mostrado no exemplo a seguir. Na figura 3.4 são mostrados os dados do hospital, e nas figuras 3.5 e 3.6 são visualizados os conjuntos dosimétricos deste hospital. Os diversos conjuntos dosimétricos são acessados nos botões posicionados no canto inferior esquerdo (registro). No interior do campo “Resultados” são acessados os resultados dos conjuntos dosimétricos também através dos botões “registro”.

Hospitais

Conjuntos Dosimétricos

Hospital: Centro de Oncologia e Radioterapia Ltda UF: MT

Instituição: Santa Casa de Misericórdia de Cuiabá Telefone: (65) 623-4009 R

Endereço: Praça do Seminário, 229 FAX: (65) 623-4009

Bairro: Centro CGC/CNPJ: 03.787.520/0001-84

Cidade: Cuiabá Responsável: Lucia Tamae Yaginuma

CEP: 78005-970 E-mail: radionco@terra.com.br

CódigoCliente: 521.147-6/01

Registro: 10 de 103

Figura 3.4. Exemplo de hospital que possui mais de um conjunto dosimétrico.

Conjuntos Dosimétricos

Eletrômetro: Keithley Instruments Modelo_Câmara: NE2571

Modelo_Eletrômetro: 35614E Número de Série_Câmara: 1789

Número de Série_Eletrômetro: 43077 Acessório: Capa de equilíbrio eletrônico

Câmara: Nuclear Enterprises Ltd Hospital: Centro de Oncologia e Radioterapia Ltda

Resultados

	Data	Modelo_Câmara	Número de Série_Câmara	Nk	Ndw	Ndw/Nk
▶	01/06/2001	NE2571	1789	41,718		
*			1789			

Registro: 1 de 1

Registro: 1 de 2 (Filtrado)

Figura 3.5. Primeiro conjunto dosimétrico do hospital referente à figura 3.4.

Conjuntos Dosimétricos

Eletrômetro: Keithley Instruments Modelo_Câmara: TN-31003

Modelo_Eletrômetro: 35614E Número de Série_Câmara: 1975

Número de Série_Eletrômetro: 43077 Acessório: Capa de equilíbrio eletrônico

Câmara: PTW Hospital: Centro de Oncologia e Radioterapia Ltda

Resultados

	Data	Modelo_Câmara	Número de Série_Câmara	Nk	Ndw	Ndw/Nk
▶	27/04/2004	TN-31003	1975	170,029	175,010	1,0293
*			1975			

Registro: 1 de 1

Registro: 2 de 2 (Filtrado)

Figura 3.6. Segundo conjunto dosimétrico do hospital referente à figura 3.4.

O banco de dados fornece ainda informações sobre a previsão de calibrações ao longo do ano, ou seja, as instituições que calibraram os dosímetros há dois anos e devem enviá-los para re-calibração, conforme recomendações em normas nacionais e internacionais. Na figura 3.7 é apresentada a janela na qual são visualizadas estas informações.

Calibrações Previstas para 2006			
Hospital	Hospital das Clínicas da UNESP (Botucatu)	Número de Série	926
Instituição	Faculdade de Medicina de Botucatu UNESP	Eletrômetro	
Telefone	(14) 3811-6156 R	Câmara	PTW
FAX	(14) 3815-1264	Modelo	23.333
Responsável	Antonio Cesar Pernomian	Câmara	
E-mail	scihc@fmb.unesp.br	Número de Série Câmara	1136
Código do Cliente	601.910-2/02	Data	27/04/2004
Eletrômetro	Victoreen	Nk	52,796
Modelo Eletrômetro	500	Ndw	58,151
		Ndw/Nk	1,1014

Registro: 1 de 58

Figura 3.7. Instituição que deverá enviar o conjunto dosimétrico para re-calibração no ano de 2006.

Nos registros visualizados na figura 3.7, verifica-se que ao todo 58 instrumentos foram calibrados em 2004 e devem ser re-calibrados em 2006.

3.1.2. Calibrações

3.1.2.1. Estabilidade a Longo Prazo dos Padrões

Na figura 3.8 é apresentado o gráfico da estabilidade a longo prazo da câmara PTW de número de série 0272. A câmara PTW #0272 possui certificado de calibração emitido pelo PTB (Alemanha) em 29/06/2004. Dessa forma, esta câmara oferecerá condições de avaliar a rastreabilidade proveniente de diferentes laboratórios de calibração, uma vez que a câmara utilizada para calibrar os

dosímetros dos usuários (NE2505/3 #2080) possui certificado de calibração emitido pelo LNMRI, sendo rastreável, portanto, ao BIPM.

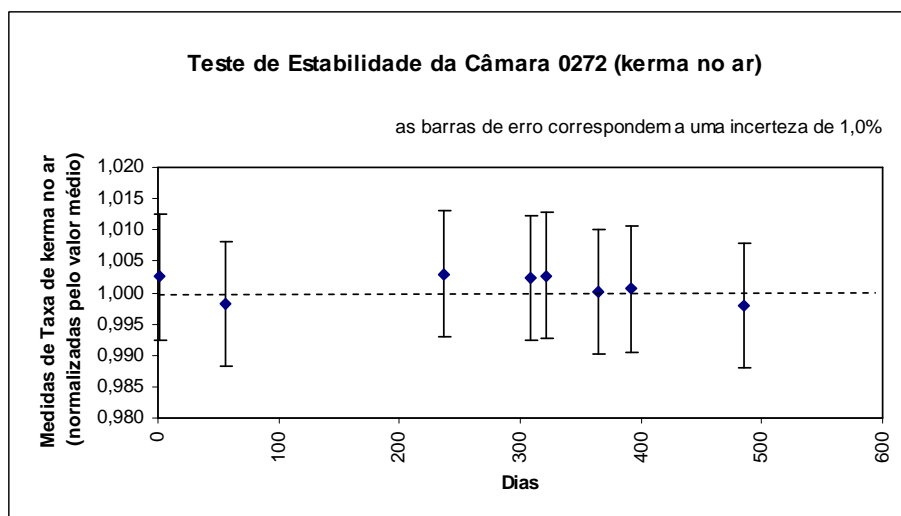


Figura 3.8. Estabilidade a longo prazo da câmara de ionização PTW (0272) em termos de kerma no ar.

A máxima variação encontrada nas medidas de taxa de kerma no ar da câmara 0272 foi de 0,30%, estando dentro do limite estabelecido pela AIEA de 0,5% para este tipo de teste.

Na figura 3.9 é apresentado o teste de estabilidade da câmara 2080 em termos de kerma no ar, contendo medidas de taxa de kerma no ar corrigidas pelo decaimento da fonte e normalizadas pelo valor médio.

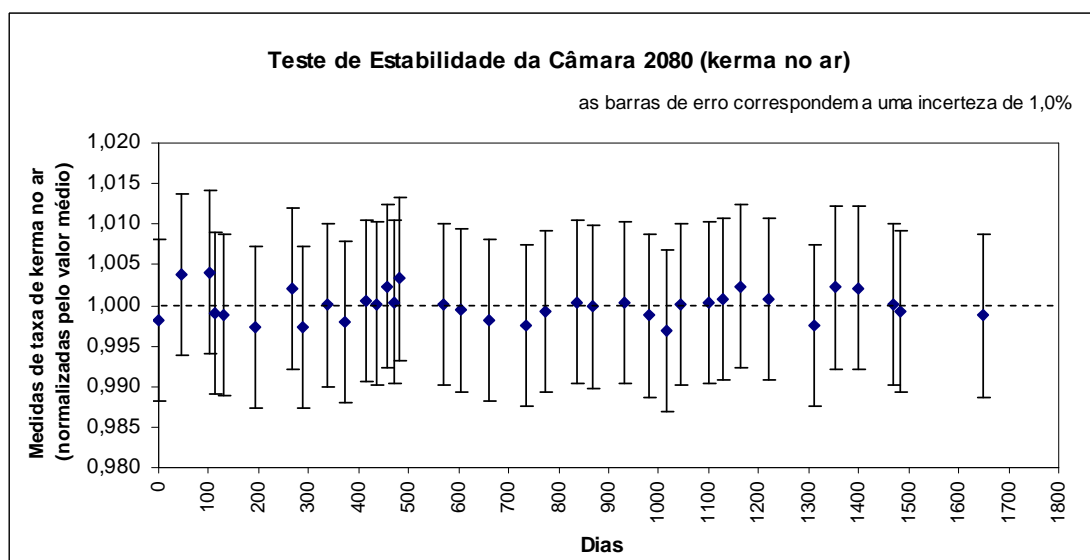


Figura 3.9. Estabilidade a longo prazo da câmara de ionização NE (2080) em termos de kerma no ar.

A máxima variação encontrada nas medidas de taxa de kerma no ar medidas pela câmara 2080 foi de 0,40%.

Na figura 3.10 é apresentado o gráfico contendo as medidas de taxa de dose absorvida na água normalizadas pelo valor médio e corrigidas pelo decaimento da fonte, para verificação da estabilidade a longo prazo da câmara 0272 em termos de dose absorvida na água.

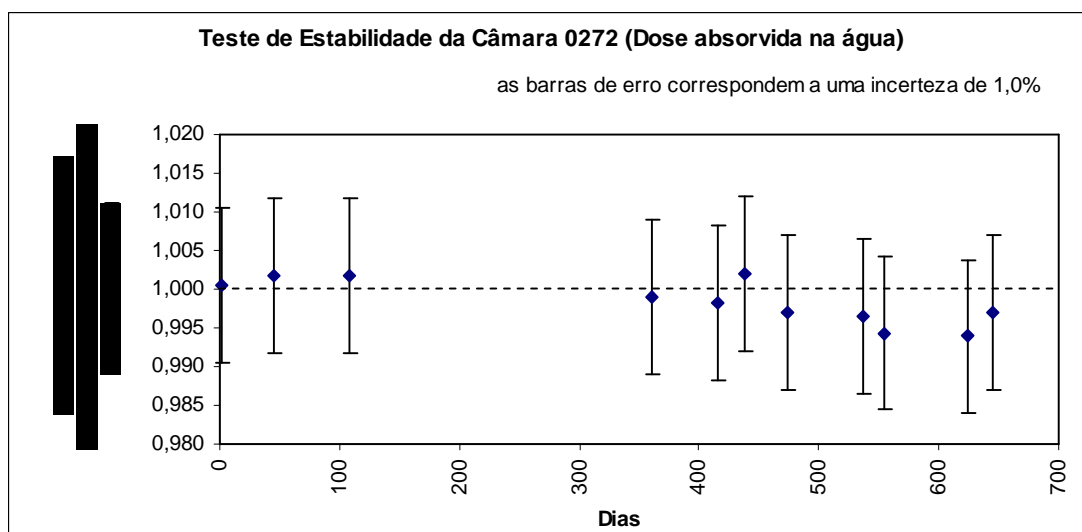


Figura 3.10. Estabilidade a longo prazo da câmara de ionização PTW (0272) em termos de dose absorvida na água.

As medidas de taxa de dose absorvida na água feitas com a câmara 0272 foram corrigidas devido ao decaimento da fonte, e normalizadas pelo valor médio da série. A maior variação observada nas medidas foi de 0,44% e está dentro dos limites recomendados pela AIEA de 0,5%.

Na figura 3.11 é apresentado o teste de estabilidade a longo prazo da câmara de ionização 2080 em termos de dose absorvida na água.

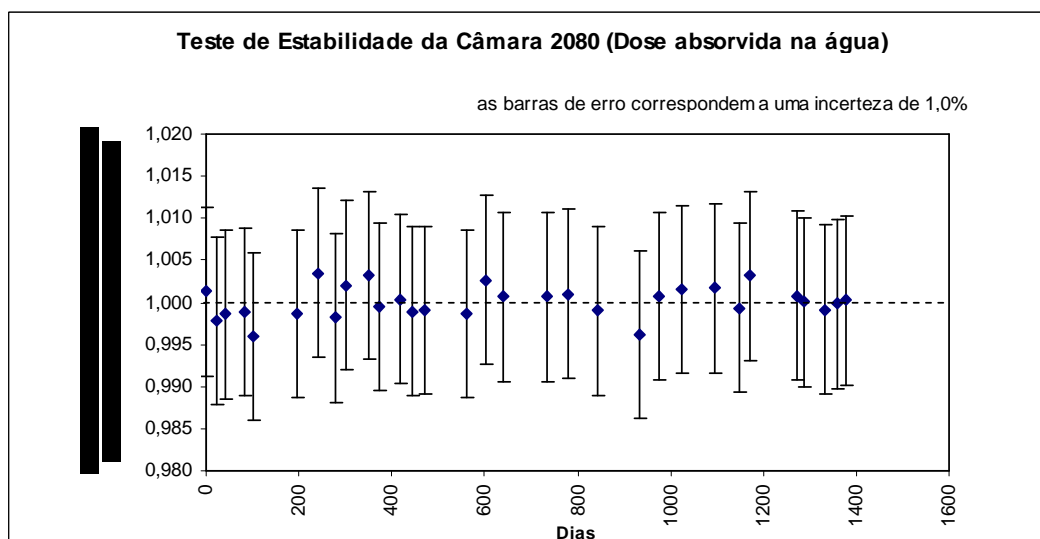


Figura 3.11. Estabilidade a longo prazo da câmara de ionização NE (2080) em termos de dose absorvida na água.

As medidas de taxa de dose absorvida na água feitas com a câmara 2080 foram corrigidas devido ao decaimento da fonte, e normalizadas pelo valor médio da série. A máxima variação encontrada foi de 0,40%, encontrando-se também dentro do limite estabelecido pela AIEA de 0,5%.

3.1.2.2. Razões C_K e Razões Equivalentes ao BIPM

Nesta seção serão apresentados os resultados de calibração dos dosímetros clínicos enviados pelos usuários para calibração no LCI. As tabelas seguintes estão divididas por modelo de câmara, para permitir que seja feita uma análise comparativa com os valores obtidos em outros laboratórios de calibração e reportados na literatura. Os desvios padrões (s) foram calculados com fator de cobertura igual a 1 ($k = 1$). Apesar de não serem disponíveis valores da razão C_K obtidos no BIPM para todos os modelos de câmaras investigados neste trabalho, foram comparadas as “razões equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI com os valores disponíveis na literatura para outros NMIs, assim, a comparação é feita com valores referentes a padrões primários. Na presente abordagem será feita uma análise semelhante à análise apresentada na seção 2.1.3. A “razão equivalente ao BIPM”

apresentada nas seções seguintes foi calculada a partir da equação 23. Nas tabelas seguintes, os reais números de séries das câmaras foram substituídos por números fictícios, mostrados na coluna “código da câmara”.

a) Câmara Exradin A12 (números de série XA0#####)

Na tabela 3.2 são mostrados os resultados das câmaras da marca Exradin, modelo A12. Como mostrado por Rodrigues³⁴, as razões C_K obtidas com as câmaras Exradin A12, cujo número de série pertence ao grupo XA0#####, diferem das razões obtidas com o grupo de número de série ### e, portanto, serão apresentados separadamente.

Tabela 3.2. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras Exradin A12 (XA0#####).

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão equivalente ao BIPM
A0	44,985	49,166	1,093	1,093
A1	44,645	49,321	1,105	1,105
A1	43,844	48,490	1,106	1,106
A2	43,362	48,005	1,107	1,108
A3	43,366	47,763	1,101	1,102
A4	45,256	49,799	1,100	1,101
A5	44,835	49,526	1,105	1,105
A6	44,576	48,826	1,095	1,096
A7	44,652	48,921	1,096	1,096
A8	44,609	48,682	1,091	1,092
A9	44,802	48,589	1,085	1,085
A9	43,355	47,493	1,095	1,096
A0	44,288	48,948	1,105	1,106
A10	44,743	48,989	1,095	1,095
		Média	1,099	1,099
		Desvio Padrão (%)	0,59	0,59

No trabalho de Rodrigues³⁴ é reportado o valor da razão C_K obtida anteriormente no LCI para este modelo de câmara, como sendo de 1,098, $s = 0,57$. Deve ser ressaltado aqui que o valor obtido neste trabalho inclui o valor reportado por Rodrigues³⁴, por essa razão não serão comparados quantitativamente. O valor da razão C_K encontrado na literatura para fins de comparação é 1,105⁴¹. Esse valor foi obtido com padrões rastreáveis ao NIST. A diferença entre o valor da literatura e o valor médio obtido no LCI é de 0,54%. Embora no trabalho da literatura não seja especificado o número de série da câmara Exradin A12, esse valor pode ser utilizado como parâmetro de comparação, pois será mostrado a seguir que para o grupo de números de série ###, o valor da razão C_K é apenas ligeiramente maior que o valor da razão obtido para o grupo de números de série XA0#####. O limite recomendado pela AIEA para a concordância entre a razão C_K obtida por um NMI e a razão C_K obtida por um PSDL, para o mesmo modelo de câmara, é de 1,5%³⁴.

b) Câmara Exradin A12 (números de série ###)

Na tabela 3.3 são mostrados os resultados obtidos para as calibrações das câmaras Exradin A12, cujos números de série pertencem ao grupo ###.

Tabela 3.3. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras Exradin A12 (###).

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão equivalente ao BIPM
B01	45,688	51,696	1,132	1,132
B02	47,192	50,914	1,079	1,079
B03	44,493	49,304	1,108	1,109
B04	44,206	47,947	1,085	1,085
B05	39,636	42,953	1,084	1,084
B06	44,398	48,995	1,104	1,104
B07	43,946	48,844	1,112	1,112
B08	44,599	49,686	1,114	1,115
B09	44,727	49,395	1,104	1,105
B08	44,125	51,528	1,168	1,168
B10	44,056	48,778	1,107	1,108
B11	44,590	48,951	1,098	1,098
B01	45,462	50,613	1,113	1,114
B04	43,901	48,608	1,107	1,108
B12	46,004	51,085	1,110	1,111
B13	44,729	49,480	1,106	1,107
B14	45,567	50,688	1,112	1,113
B15	45,246	49,345	1,091	1,091
B15	45,071	49,026	1,088	1,088
B03	44,181	48,706	1,102	1,103
B11	45,546	50,794	1,115	1,116
B16	44,457	48,362	1,088	1,088
B12	45,700	50,612	1,108	1,108
		Média	1,106	1,106
		Desvio Padrão (%)	1,63	1,63

O valor obtido para as câmaras Exradin A12 (###) foi 1,106 ($s = 1,63$). Esse valor concorda em 0,09% com o valor de 1,105 obtido com padrões rastreáveis ao

NIST. Como mencionado anteriormente, as razões C_K obtidas para os dois grupos de números de série das câmaras Exradin A12 são próximos, por isso o valor obtido da literatura pode ser utilizado como parâmetro de comparação para ambos os casos, embora seja muito mais próximo da razão C_K obtida no LCI para o grupo ###. As repetições nos números de série verificadas na tabela correspondem a recalibrações das câmaras.

c) Câmara Nuclear Enterprises 2505/3

Na tabela 3.4 são visualizados os resultados de calibrações para as câmaras Nuclear Enterprises 2505/3.

Tabela 3.4. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras NE 2505/3.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão Equivalente ao BIPM
C01	9,083	9,699	1,068	1,068
C02	9,454	10,316	1,091	1,092
		Média	1,080	1,080
		Desvio Padrão (%)	1,53	1,53

A razão C_K obtida na AIEA²⁴ para este modelo de câmara é de 1,078 e a concordância com a “razão equivalente ao BIPM” obtida no LCI é de 0,19%.

d) Câmara NE 2505/3A

Na tabela 3.5 são mostrados os resultados das calibrações obtidos para as câmaras Nuclear Enterprises 2505/3A.

Tabela 3.5. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras NE 2505/3A.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão Equivalente ao BIPM
D01	41,008	45,732	1,115	1,116
D02	9,076	9,961	1,098	1,098
D03	9,175	10,039	1,094	1,095
D04	8,957	9,872	1,102	1,103
D01	42,116	45,912	1,090	1,091
D05	9,026	9,934	1,101	1,101
D01	41,488	44,658	1,076	1,077
D06	40,733	44,606	1,095	1,096
		Média	1,096	1,097
		Desvio padrão (%)	1,01	1,01

Para este modelo de câmara, o valor obtido na AIEA²⁵ da razão C_K é de 1,089, $s = 0,63$. Comparando o valor obtido no LCI de 1,097, para a “razão equivalente ao BIPM”, com o valor obtido na AIEA, temos uma diferença de 0,73%, ressaltando que o Laboratório de Dosimetria da AIEA é rastreável ao BIPM.

e) Câmara NE 2505/3B

Na tabela 3.6 são mostrados os resultados de calibrações para as câmaras Nuclear Enterprises 2505/3B.

Tabela 3.6. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras NE 2505/3B.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão Equivalente ao BIPM
E01	11,295	12,108	1,072	1,072
E02	8,347	8,996	1,078	1,078
		Média	1,075	1,075
		Desvio Padrão (%)	0,38	0,38

Para o modelo de câmara NE 2505/3B, não há dados na literatura para fins de comparação.

f) Câmara Nuclear Enterprises 2571

Na tabela 3.7 são visualizados os resultados das calibrações feitas para as câmaras Nuclear Enterprises 2571.

Tabela 3.7. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras NE 2571.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão Equivalente ao BIPM
F01	409,957	453,693	1,107	1,107
F02	41,856	46,206	1,104	1,104
F03	43,087	47,590	1,105	1,105
F04	423,558	463,831	1,095	1,096
F05	8,144	8,967	1,101	1,102
F06	42,597	47,163	1,107	1,108
F07	41,607	45,897	1,103	1,104
F08	8,895	9,756	1,097	1,097
F09	8,786	9,677	1,101	1,102
F10	43,458	48,040	1,105	1,106
F04	426,082	468,637	1,100	1,100
F11	8,925	9,815	1,100	1,100
F12	42,123	46,425	1,102	1,103
F13	41,209	45,577	1,106	1,106
F01	414,876	453,084	1,092	1,093
F14	9,275	10,105	1,090	1,090
F15	9,232	10,144	1,099	1,099
F16	1,048	1,149	1,096	1,097
F17	41,070	45,044	1,097	1,097
F18	8,751	9,624	1,100	1,100
F19	40,782	45,126	1,107	1,107
F17	409,445	447,233	1,092	1,093
F20	8,399	9,220	1,098	1,098
F21	9,171	9,839	1,073	1,073
F02	41,641	45,955	1,104	1,104
		Média	1,099	1,100
		Desvio Padrão (%)	0,66	0,66

Na tabela 3.8 são fornecidas as razões C_K obtidas em alguns Institutos Nacionais de Metrologia (NMIs), para comparação.

Tabela 3.8. Razão C_K obtida no BIPM, “razões equivalentes ao BIPM” obtidas em outros NMIs, e a comparação em relação à “razão equivalente ao BIPM” obtida no LCI, para a câmara NE2571.

NMI	Amostragem	$N_{D,w}/N_K$	Desvio Padrão (%)	Concordância com o LCI (%)
LCI	25	1,100	0,66	---
BIPM ⁴²	15	1,098	0,09	0,18
BARC ⁴³	06	1,101	0,28	0,09
AIEA ³⁷	70	1,097	0,13	0,27
NPL ³⁶	01	1,102	---	0,18
PTB ³²	01	1,092	---	0,73
NIST ⁴¹	05	1,104	0,32	0,36
NRC ⁴¹	05	1,098	0,14	0,18

Comparando-se os resultados mostrados na tabela 3.8 com a “razão equivalente ao BIPM” obtida pelo LCI, de 1,100 ($s = 0,66$), temos a melhor concordância com o valor obtido no BARC⁴³. A concordância com o valor obtido no BIPM, para este modelo de câmara, é excelente, de 0,18%.

g) Câmara Nuclear Enterprises 2581

Na tabela 3.9 são mostrados os resultados das calibrações feitas para as câmaras Nuclear Enterprises 2581.

Tabela 3.9. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras NE 2581.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão Equivalente ao BIPM
G01	907,574	985,011	1,085	1,086
G02	927,576	1022,918	1,103	1,103
G02	932,261	1013,900	1,088	1,088
		Média	1,092	1,092
		Desvio Padrão (%)	0,87	0,87

Para fins de comparação, são fornecidas na tabela 3.10 as razões C_K obtidas no BARC e na AIEA para este modelo de câmara, juntamente com a comparação em relação à razão obtida no LCI, de 1,092 ($s = 0,87$).

Tabela 3.10. Razões C_K obtidas no BARC e na AIEA, e a comparação em relação à razão C_K obtida no LCI.

NMI	Amostragem	$N_{D,w}/N_K$	Desvio Padrão (%)	Concordância com o LCI (%)
BARC ⁴³	01	1,095	---	0,27
AIEA ²⁵	02	1,085	0,88	0,64

A concordância da razão obtida no LCI em relação aos NMIs mostrados na tabela 3.10 está dentro dos limites estabelecidos pela AIEA.

h) Câmara PTW N23333

Na tabela 3.11 são mostrados os resultados das calibrações feitas para as câmaras PTW N23333.

Tabela 3.11. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras PTW N23333.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão Equivalente ao BIPM
H01	485,955	533,619	1,098	1,099
H02	47,257	52,017	1,101	1,101
H03	48,140x10 ⁶	52,410x10 ⁶	1,089	1,089
H04	52,796	58,151	1,101	1,102
H05	82,244	88,570	1,077	1,077
H06	49,988	54,909	1,098	1,099
H05	79,190	87,153	1,101	1,101
H03	4,813	5,203	1,081	1,081
H07	48,495	53,378	1,101	1,101
H01	48,665	53,434	1,098	1,098
		Média	1,094	1,095
		Desvio Padrão (%)	0,82	0,82

A partir de padrões rastreáveis ao NIST, foi obtida a razão C_K igual a 1,099⁴¹. A concordância entre este valor e o valor da razão C_K obtida no LCI é de 0,36%. A razão C_K obtida na AIEA para este modelo de câmara é de 1,086²⁴, e sua concordância com o valor obtido no LCI é de 0,83%.

i) Câmara PTW N30001

Na tabela 3.12 são mostrados os resultados das calibrações feitas para as câmaras PTW N30001.

Tabela 3.12. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras PTW N30001.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão Equivalente ao BIPM
I01	48,976	53,485	1,092	1,093
I02	48,682	53,386	1,097	1,097
I03	49,760	54,561	1,097	1,097
I04	48,343	52,393	1,084	1,084
I05	49,379	54,168	1,097	1,097
I06	51,372	56,777	1,105	1,106
I02	485,751	528,436	1,088	1,088
I07	48,938	53,109	1,085	1,086
I08	49,152	54,193	1,103	1,103
I05	48,840	53,581	1,097	1,098
I09	49,535	54,187	1,094	1,094
I10	46,207	53,872	1,166	1,166
I11	48,480	54,188	1,118	1,118
I08	49,962	54,484	1,091	1,091
I12	48,440	53,399	1,102	1,103
I13	47,254	51,749	1,095	1,096
		Média	1,101	1,101
		Desvio Padrão (%)	1,75	1,75

Na tabela 3.13 são fornecidas as razões C_K obtidas em alguns NMIs, para comparação.

Tabela 3.13. Razões C_K obtidas em outros NMIs, e a comparação em relação à razão C_K obtida no LCI.

NMI	Amostragem	$N_{D,w}/N_K$	Desvio Padrão (%)	Concordância com o LCI (%)
BARC ⁴³	03	1,092	0,22	0,82
AIEA ²⁵	68	1,095	0,98	0,55
NIST ⁴¹	01	1,099	---	0,18

Para as razões C_K obtidas nos três NMIs investigados, a razão equivalente ao BIPM obtida no LCI tem concordância dentro do limite estabelecido pela AIEA.

j) Câmara PTW N30004

Na tabela 3.14 são mostrados os resultados das calibrações feitas para as câmaras PTW N30004.

Tabela 3.14. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras PTW N30004.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão Equivalente ao BIPM
J01	47,651	52,131	1,094	1,094
J02	47,432	51,958	1,095	1,096
		Média	1,095	1,095
		Desvio Padrão (%)	0,09	0,09

Para este modelo de câmara, não há dados na literatura para fins de comparação.

k) Câmaras PTW N30006/N30013

Na tabela 3.15 são mostrados os resultados das calibrações feitas para as câmaras PTW N30006/N30013, uma vez que ambas são idênticas fisicamente³⁴.

Tabela 3.15. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras PTW N30006/N30013.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão equivalente ao BIPM
K01	47,973	52,737	1,099	1,100
K02	48,918	53,635	1,096	1,097
K03	49,136	53,865	1,096	1,097
K04	48,285	53,567	1,109	1,110
K05	48,341	52,866	1,094	1,094
K06	48,431	52,724	1,089	1,089
K07	48,757	53,833	1,104	1,105
K07	48,403	52,859	1,092	1,093
K07	48,767	53,669	1,101	1,101
K08	48,346	52,897	1,094	1,095
K05	48,756	53,556	1,098	1,099
K09	48,825	53,577	1,097	1,098
K10	48,673	53,351	1,096	1,097
K11	48,471	52,971	1,093	1,093
K12	49,535	54,339	1,097	1,097
K05	48,817	53,653	1,099	1,100
K01	48,279	53,031	1,098	1,099
K13	48,522	53,331	1,099	1,100
K14	49,291	54,602	1,108	1,108
K02	48,289	53,352	1,105	1,105
K15	47,955	53,254	1,111	1,111
K16	49,327	54,356	1,102	1,102
K17	49,580	54,204	1,093	1,094
K18	48,087	52,728	1,097	1,097
K19	45,997	50,439	1,097	1,097
K19	43,412	47,411	1,092	1,093
		Média	1,098	1,099
		Desvio Padrão (%)	0,50	0,50

Para estes modelos de câmara, não há dados na literatura para fins de comparação, apesar destes tipos de câmara serem bastante comercializados no Brasil.

l) Câmara PTW N31002

Na tabela 3.16 são mostrados os resultados das calibrações feitas para as câmaras PTW N31002.

Tabela 3.16. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras PTW N31002.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão Equivalente ao BIPM
L01	267,544	298,672	1,116	1,117

Para este modelo de câmara, não há dados na literatura para fins de comparação.

m) Câmara PTW N31003

Na tabela 3.17 são mostrados os resultados das calibrações feitas para as câmaras PTW N31003.

Tabela 3.17. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras PTW N31003.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão Equivalente ao BIPM
M01	170,029	175,010	1,029	1,030

Para este modelo de câmara, não há dados na literatura para fins de comparação.

n) Câmara PTW N31005

Na tabela 3.18 são mostrados os resultados das calibrações feitas para as câmaras PTW N31005.

Tabela 3.18. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras PTW N31005.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão Equivalente ao BIPM
N01	275,287	301,829	1,096	1,097
N02	269,609	294,215	1,091	1,092
		Média	1,094	1,094
		Desvio Padrão (%)	0,33	0,33

Para este modelo de câmara, não há dados na literatura para fins de comparação.

o) Câmara Sun Nuclear Corporation 100730

Na tabela 3.19 são mostrados os resultados das calibrações feitas para as câmaras SNC 100730.

Tabela 3.19. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras SNC 100730.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão Equivalente ao BIPM
O01	502,582	552,407	1,099	1,100
O02	50,057	54,722	1,093	1,094
O03	46,974	51,726	1,101	1,102
O04	49,875	53,979	1,082	1,083
		Média	1,094	1,094
		Desvio Padrão (%)	0,77	0,77

Para este modelo de câmara, não há dados na literatura para fins de comparação.

p) Câmara Victoreen 580-006

Na tabela 3.20 são mostrados os resultados das calibrações feitas para as câmaras Victoreen 580-006.

Tabela 3.20. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras Victoreen 580-006.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão Equivalente ao BIPM
P01	50,086	54,649	1,091	1,092
P02	50,303	55,439	1,102	1,103
P02	50,457	55,133	1,093	1,093
P03	49,478	54,110	1,094	1,094
P03	49,244	53,934	1,095	1,096
P04	48,816	54,118	1,109	1,109
P04	49,440	53,212	1,076	1,077
P04	48,667	53,492	1,099	1,100
		Média	1,095	1,095
		Desvio Padrão (%)	0,86	0,86

Para este modelo de câmara, não há dados na literatura para fins de comparação.

q) Câmara Wellhöfer FC-65G

Na tabela 3.21 são mostrados os resultados das calibrações feitas para as câmaras Wellhöfer FC-65G.

Tabela 3.21. Razões C_K e “Razões Equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para as câmaras Wellhöfer FC-65G.

Código da câmara	N_K	$N_{D,w}$	$N_{D,w}/N_K$	Razão Equivalente ao BIPM
Q01	44,474	48,725	1,096	1,096
Q01	43,795	47,936	1,095	1,095
Q02	44,500	49,060	1,103	1,103
Q03	44,344	48,728	1,099	1,099
Q04	9,585	10,499	1,095	1,096
Q02	44,063	48,168	1,093	1,094
		Média	1,097	1,097
		Desvio Padrão (%)	0,31	0,31

Para este modelo de câmara, não há dados na literatura para fins de comparação.

3.1.2.3. “Razões equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI para os modelos de câmaras investigados

Para finalizar, a tabela 3.22 apresenta de forma resumida as “razões equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI e as razões C_K obtidas em outros NMIs. As comparações já foram feitas anteriormente.

Tabela 3.22. Razões C_K (equivalentes ao BIPM) obtidas no LCI e as razões C_K obtidas em outros NMIs.

Modelo de câmara NMI	Amostragem	Razão C_K	Desvio padrão (%)
NE 2571			
LCI	25	1,100	0,66
BIPM ⁴²	15	1,098	0,09
BARC ⁴³	06	1,095	0,28
AIEA ³⁷	70	1,097	0,09
NPL ³⁶	01	1,098	---
PTB ³²	01	1,092	---

N 30001			
LCI	16	1,101	1,75
BARC ⁴³	03	1,092	0,22
NIST ⁴¹	01	1,099	---
AIEA ²⁵	68	1,095	0,98
N 30004			
LCI	02	1,095	0,09
N 30006/30013			
LCI	26	1,099	0,50
N 31002			
LCI	01	1,117	---
N 31003			
LCI	01	1,030	---
N 31005			
LCI	02	1,094	0,33
N 23333			
LCI	10	1,095	0,82
AIEA ²⁴	01	1,086	---
NE 2505/3			
LCI	02	1,080	1,53
AIEA ²⁴	01	1,078	---
NE 2505/3A			
LCI	06	1,097	1,01
AIEA ²⁵	03	1,089	0,63
NE 2505/3B			
LCI	02	1,075	0,38
NE 2581			
LCI	03	1,092	0,87
BARC ⁴³	01	1,095	---
AIEA ²⁵	02	1,085	0,88
A12			
LCI			
XA010###	14	1,099	0,59
###	23	1,106	1,63
FG 65			
LCI	06	1,097	0,31
Victoreen 580-006			
LCI	08	1,095	0,86
SNC 100730			
LCI	04	1,094	0,77

3.1.3. Razões C_K e Razões Equivalentes ao BIPM para as câmaras padrões do LCI

Na tabela 3.23 são apresentadas as razões C_K e as “razões equivalentes ao BIPM” para as câmaras padrões do LCI. Como mencionado anteriormente, os coeficientes de calibração da câmara NE 2505/3 (série 2080) são fornecidos pelo LNMRI, sendo rastreáveis ao BIPM. Os coeficientes de calibração da câmara PTW N30002 (série 0272) são fornecidos pelo PTB, Alemanha.

Tabela 3.23. Razões C_K e “razões equivalentes ao BIPM” das câmaras padrões do LCI.

Câmara	$N_{D,w}$	N_K	$N_{D,w}/N_K$	Razão equivalente ao BIPM
0272	52,126	48,326	1,078	1,079
2080 ^a	44,760	40,826	1,096	1,096
2080 ^b	44,650	40,860	1,093	1,093

^a Coeficientes de calibração utilizados até outubro de 2005

^b Coeficientes de calibração fornecidos pelo LNMRI em novembro de 2005, após envio da câmara #2080 para re-calibração.

Como mostrado anteriormente, na tabela 3.4, a razão C_K obtida no LCI para o modelo de câmara NE 2505/3 é de 1,080. Este valor está em concordância de 1,18% com o valor obtido a partir dos coeficientes de calibração fornecidos pelo LNMRI da câmara padrão #2080 (valores de novembro de 2005). Esse valor obedece ao limite recomendado pela AIEA de 1,5%, já que os coeficientes de calibração fornecidos pelo LNMRI são rastreáveis ao BIPM. Para fins de comparação, tem-se que a razão C_K obtida na AIEA para o modelo de câmara N30002, da marca PTW, é de 1,086²⁴, e este valor está em concordância de 0,65% com a razão de 1,079 obtida para a câmara #0272, mostrado na tabela 3.23.

Em agosto de 2004 calibrou-se a câmara PTW #0272 no LCI utilizando-se como padrão a câmara NE 2505/3 #2080, e foram obtidos os resultados mostrados na tabela 3.24:

Tabela 3.24. Resultados de calibração feita com a câmara #0272, utilizando como padrão a câmara #2080.

$N_{D,w}$	N_K	$N_{D,w}/N_K$	Razão equivalente ao BIPM
48,326	52,344	1,083	1,084

Quando são comparadas as “razões equivalentes ao BIPM” da câmara #0272 mostradas nas tabelas 3.23 e 3.24, encontra-se uma diferença de 0,46%. Assim, temos uma análise quantitativa da diferença entre a rastreabilidade ao PTB, Alemanha, (razão $C_K = 1,079$) e a rastreabilidade ao BIPM (razão $C_K = 1,084$, com a calibração feita no LCI, cuja cadeia de rastreabilidade se refere ao BIPM por intermédio do LNMRI).

Uma avaliação mais aprofundada da diferença, para o LCI, entre a rastreabilidade ao PTB e a rastreabilidade ao BIPM será feita na seção 3.1.4.

3.1.4. Análise quantitativa entre a rastreabilidade ao PTB e a rastreabilidade ao BIPM

O padrão primário para medidas de dose absorvida na água no BIPM é uma câmara cavitária de grafite enquanto que no PTB o padrão primário é um calorímetro de água⁴⁴. Para medidas de kerma no ar, tanto no BIPM⁴⁵ quanto no PTB⁴⁶ o padrão primário é uma câmara cavitária de grafite.

Na tabela 3.25 são mostrados os valores de taxa de kerma no ar (\dot{K}_{air}) obtidos no LCI, a partir das câmaras #2080 e #0272.

Tabela 3.25. Análise quantitativa da diferença entre a rastreabilidade ao BIPM (câmara #2080) e a rastreabilidade ao PTB (câmara #0272), em termos de kerma no ar.

Data	Câmara 2080 (BIPM)	Câmara 0272 (PTB)	Diferença (%)
	K_{air} (mGy/min)	K_{air} (mGy/min)	
21/7/2004	110,017	111,288	1,16
19/8/2004	108,920	111,093	2,00
21/9/2004	107,802	109,576	1,65
16/11/2004	105,489	106,959	1,39
17/2/2005	101,678	102,710	1,01
16/5/2005	98,969	100,697	1,75
26/7/2005	96,271	98,055	1,85
09/8/2005	95,703	97,633	2,02
20/9/2005	93,873	95,918	2,18
19/1/2006	90,207	91,630	1,58
		Média	1,66

Na tabela 3.26 são mostrados os valores de taxa de dose absorvida na água (\dot{D}_w) obtidos no LCI, a partir das câmaras #2080 e #0272.

Tabela 3.26. Análise quantitativa da diferença entre a rastreabilidade ao BIPM (câmara #2080) e a rastreabilidade ao PTB (câmara #0272), em termos de dose absorvida na água.

Data	Câmara 2080 (BIPM)	Câmara 0272 (PTB)	Diferença (%)
	\dot{D}_w (mGy/min)	\dot{D}_w (mGy/min)	
02/8/2004	99,963	99,595	0,37
16/9/2004	98,390	98,204	0,19
18/11/2004	95,989	96,009	0,02
27/7/2005	87,932	87,389	0,62
21/9/2005	85,975	85,577	0,46
13/10/2005	85,624	85,220	0,47
20/1/2006	81,905	81,791	0,14
06/2/2006	81,342	81,117	0,28
17/4/2006	79,299	79,066	0,29
08/5/2006	78,735	78,721	0,02
		Média	0,29

Verifica-se uma diferença pronunciada entre os valores de taxa de kerma no ar obtidos a partir das duas câmaras padrões do LCI, sendo que a menor diferença obtida foi de 1,01% e a maior diferença obtida foi de 2,18%. Essa grande diferença pode ser devida ao arranjo experimental de calibração no ar, mais suscetível a erros, apesar de se utilizar o método da substituição nas calibrações. Nesse arranjo experimental, podem ocorrer erros de posicionamento com mais facilidade, uma vez que o ajuste da câmara é feito manualmente. As diferenças encontradas a partir das diferentes rastreabilidades, nas medidas de (\dot{D}_w) , são bem menores que nas medidas de (\dot{K}_{air}) . Nas medidas de (\dot{D}_w) com as duas câmaras padrões, a maior diferença encontrada é de 0,62%, e a menor diferença é de 0,02%. A câmara #0272 foi calibrada em condições de referência diferentes das adotadas no BIPM, LNMRI e LCI. A distância fonte-câmara utilizada na calibração da câmara #0272 foi de 88 cm para o arranjo experimental no ar. No BIPM, LNMRI e LCI, como mencionado anteriormente, essa distância é de 100 cm. No arranjo experimental para medidas na água, a distância fonte-janela frontal do objeto simulador foi de 83 cm, com profundidade de 5 cm na água. Esse é um dos motivos da maior diferença verificada nas medidas de taxa de kerma no ar feitas no LCI a partir dos dois padrões, pois estando a câmara #0272 mais próxima da fonte no momento da calibração no PTB, houve maior contribuição do espalhamento de fótons gerado no cabeçote de irradiação. Esse espalhamento é mais pronunciado na calibração em termos de kerma no ar, uma vez que a câmara está livre no ar, e é minimizado na calibração em termos de dose absorvida na água, já que a câmara encontra-se no interior do objeto simulador. A diferença na distância de calibração causou uma diferença nos fatores de calibração medidos no PTB para a câmara #0272, e por isso ocorreram as discrepâncias nas medidas feitas com essa câmara no LCI, mais pronunciadas nas medidas de taxa de kerma no ar. A razão entre

————— —————

diferenças médias das rastreabilidades $(\Delta \dot{D}_w / \Delta \dot{K}_{air})$ é igual a 0,17. Assim, se houvesse a possibilidade do usuário calibrar o dosímetro clínico no PTB, a estimativa média da diferença na razão C_K , comparativamente à calibração no LNMRI/BIPM, seria dada pelo fator 0,17.

3.1.5. Determinação das Incertezas

Foram calculadas as incertezas do procedimento de calibração, como descrito na seção 1.2.5. As incertezas do tipo A foram os desvios obtidos a partir das medidas e a partir dos testes de estabilidade para cada câmara padrão, além da reprodutibilidade nas medidas propriamente ditas de kerma no ar e dose na água respectivamente. Atribui-se às incertezas do tipo B os erros devido às medições, contabilizando os erros do eletrômetro, do barômetro e do termômetro, além da incerteza dos fatores de calibração de cada câmara padrão. A propagação dos erros para as incertezas do tipo B, inerentes às taxas de kerma no ar e de dose absorvida na água, foi feita a partir do método das derivadas parciais⁴⁷.

Na tabela 3.27 são mostradas as grandezas, fatores de correção e incertezas relacionadas à determinação da taxa de kerma no ar, no BIPM. A notação s_i é referente às grandezas do tipo A, e a notação u_i refere-se às grandezas do tipo B.

Tabela 3.27. Constantes físicas e fatores de correção utilizados no BIPM para a determinação da taxa de kerma no ar, e a estimativa das incertezas⁴⁸.

Constante Física		Valor	100 s_i	100 u_i
densidade do ar seco (kg/m ³) (273,15 K, 101,325 kPa)		1,2930	-	0,01
$(\mu_{en}/\rho)_{a,c}$		0,9985	-	0,05
razão dos poderes de frenagem $\bar{s}_{c,a}$		1,0010	-	0,11 ^a
W/e (J/C)		33,97	-	
g fração da perda de energia por bremsstrahlung		$3,2 \times 10^{-3}$	-	0,02
Fatores de correção				
k_s	perdas por recombinação	1,0015	0,01	0,01
k_h	umidade	0,9970	-	0,03
k_{st}	espalhamento na haste	1,0000	0,01	-
K_{at}	atenuação na parede	1,0398	0,01	0,04
k_{CEP}	origem média de elétrons	0,9922	-	0,01
k_{sc}	Espalhamento na parede	0,9720	0,01	0,07
k_{an}	não-uniformidade axial	0,9964	-	0,07
k_{rn}	não-uniformidade radial	1,0016	0,01	0,02
Medida de I ($v\rho$)				
v	volume (cm ³)	6,8028 ^b	0,01	0,03
I	correção da corrente de ionização considerando ρ (temperatura, pressão, compressibilidade do ar)		0,01	0,02
Incerteza relativa na $(K_{air})_{BIPM}$				
Soma Quadrática			0,03	0,17
Incerteza combinada			0,17	

^a Estima-se o mesmo valor para a incerteza do produto entre $\bar{s}_{c,a}$ e W/e nas determinações de kerma no ar e dose absorvida na água

^b Padrão CH5-1 (câmara de ionização)

Na tabela 3.28 são mostradas as grandezas, fatores de correção e incertezas relacionadas à determinação da taxa de dose absorvida na água, no BIPM. A incerteza fornecida pelo LNMRI para os coeficientes de calibração N_K e $N_{D,w}$, da câmara padrão do LCI (#2080), contabiliza as incertezas do BIPM.

Tabela 3.28. Constantes físicas e fatores de correção utilizados no BIPM para a determinação ionométrica da taxa de dose absorvida na água, e a estimativa das incertezas⁴⁵.

Constante Física		Valor	100 s_i	100 u_i
densidade do ar seco (kg/m ³) (273,15 K, 101,325 kPa)		1,2930	-	0,01
$(\mu_{en}/\rho)_{w,c}$		1,1125	0,01	0,14
razão dos poderes de frenagem $\bar{s}_{c,a}$		1,0030	-	0,11 ^a
W/e (J/C)		33,97	-	
Fatores de correção				
k_p	correção para perturbação	1,1107	0,05	0,17
k_{ps}	capa de polietileno da câmara	0,9994	0,01	0,01
k_{pf}	janela frontal do objeto simulador	0,9996	-	0,01
k_m	não-uniformidade radial	1,0051	0,01	0,03
k_s	perdas por recombinação	1,0015	0,01	0,01
k_h	umidade	0,9970	-	0,03
Medida de I ($\nu\rho$)				
v	volume (cm ³)	6,8810 ^b	0,19	0,03
I	correção da corrente de ionização considerando ρ (temperatura, pressão, compressibilidade do ar)		0,01	0,02
posicionamento			0,03	-
Incerteza relativa na $(\dot{D}_w)_{BIPM}$				
Soma Quadrática			0,20	0,21
Incerteza combinada			0,29	

^a estima-se o mesmo valor para a incerteza do produto entre $\bar{s}_{c,a}$ e W/e nas determinações de kerma no ar e dose absorvida na água

^b Padrão CH4-1 (câmara de ionização)

Na tabela 3.29 são mostradas as incertezas do tipo A, as incertezas do tipo B e a incerteza combinada estimadas para a determinação da taxa de kerma no ar com a câmara #2080 no LCI.

Tabela 3.29. Estimativa de incertezas na medida de N_K com a câmara #2080 no LCI.

Grandeza (#2080)	Incerteza do tipo A	Incerteza do tipo B
N_K (LNMRI)	-	0,70
$(\dot{K}_{air})_{LCI}$	0,01	0,30
Estabilidade a longo prazo em $(\dot{K}_{air})_{LCI}$	0,14	-
Incerteza relativa em $(\dot{K}_{air})_{LCI}$		
Soma quadrática	0,14	0,76
Incerteza combinada ($k=1$)		0,77

Na tabela 3.30 são mostradas as incertezas do tipo A, as incertezas do tipo B e a incerteza combinada estimadas para a determinação da taxa de dose absorvida na água com a câmara #2080 no LCI.

Tabela 3.30. Estimativa de incertezas na medida de $N_{D,w}$ com a câmara #2080 no LCI.

Grandeza (#2080)	Incerteza do tipo A	Incerteza do tipo B
$N_{D,w}$ (LNMRI)	-	0,75
$(\dot{D}_w)_{LCI}$	0,01	0,33
Estabilidade a longo prazo em $(\dot{D}_w)_{LCI}$	0,14	-
Incerteza relativa em $(\dot{D}_w)_{LCI}$		
Soma quadrática	0,14	0,82
Incerteza combinada ($k=1$)		0,83

Na tabela 3.31 são mostradas as incertezas do tipo A, as incertezas do tipo B e a incerteza combinada estimadas para a determinação da taxa de kerma no ar com a câmara #0272 no LCI.

Tabela 3.31. Estimativa de incertezas na medida de N_K com a câmara #0272 no LCI.

Grandeza (#0272)	Incerteza do tipo A	Incerteza do tipo B
N_K (PTB)	-	0,31
$(\dot{K}_{air})_{LCI}$	0,02	0,30
Estabilidade a longo prazo em $(\dot{K}_{air})_{LCI}$	0,19	-
Incerteza relativa em $(\dot{K}_{air})_{LCI}$		
Soma quadrática	0,19	0,43
Incerteza combinada ($k=1$)	0,47	

Na tabela 3.32 são mostradas as incertezas do tipo A, as incertezas do tipo B e a incerteza combinada estimadas para a determinação da taxa de dose absorvida na água com a câmara #0272 no LCI.

Tabela 3.32. Estimativa de incertezas na medida de $N_{D,w}$ com a câmara #0272 no LCI.

Grandeza (#0272)	Incerteza do tipo A	Incerteza do tipo B
$N_{D,w}$ (PTB)	-	0,95
$(\dot{D}_w)_{LCI}$	0,01	0,33
Estabilidade a longo prazo em $(\dot{D}_w)_{LCI}$	0,24	-
Incerteza relativa em $(\dot{D}_w)_{LCI}$		
Soma quadrática	0,24	1,00
Incerteza combinada ($k=1$)	1,03	

Nas tabelas 3.29, 3.30, 3.31 e 3.32 as incertezas são expressas com fator de cobertura $k = 1$. Para a determinação das incertezas com nível de confiança de 95%, as incertezas combinadas mostradas nessas tabelas devem ser multiplicadas por um fator de cobertura $k = 2$. Portanto, as incertezas dos fatores de calibração das câmaras dos usuários são de 1,5% para N_K e de 1,7% para $N_{D,w}$ ($k = 2$). As incertezas dos fatores de calibração fornecidas aos usuários referem-se à determinação de

incertezas a partir da câmara #2080, uma vez que esta câmara é o padrão de referência do LCI. A partir das medidas feitas com essa câmara, a incerteza combinada da razão $N_{D,w}/N_K$ determinada no LCI é de 2,3%. Ressalta-se aqui que as incertezas fornecidas pelo LNMRI, associadas aos coeficientes de calibração da câmara padrão (NE 2505/3 #2080), são de 1,4% para N_K e de 1,5% para $N_{D,w}$ ($k = 2$). Para a câmara #0272, as incertezas fornecidas pelo PTB, associadas aos fatores de calibração, são de 0,63% para N_K e de 1,9% para $N_{D,w}$ ($k = 2$).

CAPÍTULO 4

4.1. Conclusões

O banco de dados tornou-se uma necessidade para o LCI a partir do momento em que o número de planilhas eletrônicas utilizadas para armazenamento de dados passou a ser muito grande. A construção do banco de dados facilitou o acesso aos dados de calibração, além de permitir um maior controle os conjuntos dosimétricos recebidos para calibração, uma vez que existe um histórico de calibrações de cada conjunto. Esse histórico permite verificar a consistência das calibrações de cada conjunto, avaliando as variações nos coeficientes de calibração. A possibilidade de agendar as calibrações, a partir do cálculo das calibrações previstas, permite um controle mais refinado e evita erros no momento do agendamento. As relações feitas entre os dados, criando vínculos entre eles, aumentaram a sua confiabilidade, já que ao acessar-se uma instituição cadastrada, sabe-se quais conjuntos dosimétricos ela possui, o histórico de calibrações para cada um desses conjuntos dosimétricos e a sua previsão de calibração. Por isso, hoje, a facilidade de busca e acesso a dados a partir do banco de dados proporciona uma melhoria na qualidade do procedimento de calibração.

As comparações feitas entre as “razões equivalentes ao BIPM”, obtidas no LCI, e as razões C_K obtidas em diversos NMIs tiveram o objetivo de comparar os resultados sem levar em consideração as diferenças entre padrões, referindo-se somente ao padrão utilizado no BIPM e tornando as comparações o mais próximas possível, ou seja, entre padrões primários. Idealmente, as comparações deveriam ser feitas entre as “razões equivalentes ao BIPM” obtidas no LCI e nos NMIs, mas a falta desses dados na literatura não permitiu essa comparação. No entanto, segundo Andreo³⁸, a comparação das razões C_K entre a maioria dos PSDLs e o BIPM tem concordância em torno de 1%, o que permite avaliar a possível diferença entre as razões C_K de cada NMI e suas respectivas “razões equivalentes ao BIPM”. O objetivo da comparação das razões C_K foi atingido com êxito, uma vez que as

diferenças entre as razões comparadas estavam dentro do limite estabelecido pela AIEA de 1,5%, o que as torna um parâmetro consistente de comparação para as futuras calibrações. Conhecendo-se as “razões equivalentes ao BIPM” de todos os modelos de câmaras de ionização apresentados nesse trabalho, futuramente essas razões poderão ser comparadas com resultados obtidos no próprio BIPM. As razões C_K apresentadas nesse trabalho poderão ser utilizadas como parâmetro de comparação por outros laboratórios de dosimetria ou NMIs, já que os resultados para alguns modelos de câmaras ainda não foram publicados ou investigados.

A diferença entre a rastreabilidade ao BIPM e a rastreabilidade ao PTB é maior nas calibrações feitas em termos de kerma no ar, nas quais essa diferença atinge um máximo de 2,18%. Em termos de dose absorvida na água, a diferença é muito pequena, atingido um máximo de 0,62%, como foi discutido anteriormente. Isso mostra que, apesar das diferentes rastreabilidades, as calibrações em termos de dose absorvida na água são mais precisas e fundamentalmente mais sólidas. Não havendo variações significativas nas calibrações em termos de dose absorvida na água, a partir de rastreabilidades distintas, conclui-se que as diferenças encontradas devem-se, principalmente, às diferenças entre os arranjos experimentais do BIPM e do PTB, a partir dos quais foram calibrados os dois padrões utilizados no LCI. Cabe ressaltar que os padrões primários do BIPM e do PTB são diferentes, o que também provoca diferenças pequenas nas suas respectivas rastreabilidades.

Foi demonstrada a consistência das calibrações das câmaras padrão pertencentes ao LCI por meio dos testes de estabilidade a longo prazo, a partir dos quais verificou-se que as variações encontradas são inferiores ao limite recomendado pelo TRS 374 da AIEA (0,5%). As calibrações em termos de kerma no ar já estavam bem estabelecidas e se conhecia sua consistência, assim como seu comportamento. A partir dos testes de estabilidade verificou-se que a implantação do TRS 398 no LCI foi vantajosa, uma vez que as calibrações em termos de dose absorvida na água não sofrem variações significativas (maiores que 0,5%) e a partir desta implantação é possível diminuir as incertezas de todo o processo de calibração, inclusive da obtenção da dose absorvida na água no nível dos usuários (hospitais).

O cálculo das incertezas dos procedimentos de calibração, tanto em kerma no ar como em dose absorvida na água, permite ao usuário final estimar com precisão a incerteza na obtenção da dose absorvida nos procedimentos de tratamento. Como mencionado anteriormente, a incerteza associada à liberação da dose no tratamento deve ser minimizada, sendo que em alguns casos não deve ultrapassar 3,5%. Quando a incerteza associada à liberação de dose no tratamento é minimizada, permite-se uma melhor qualidade de vida ao paciente, uma vez que tecidos sadios são poupados com maior precisão e o tumor é tratado com doses mais eficazes. A incerteza dos coeficientes de calibração fornecidos pelo LCI aos usuários, de 1,5% para N_K e de 1,7% para $N_{D,w}$, permite que a incerteza global do procedimento de tratamento fique dentro do limite de 3,5% para os casos mais críticos.

Em síntese, as medidas realizadas são de extrema importância para fins de controle de qualidade, com o qual se pretende minimizar ou, no máximo, manter estáveis as incertezas do procedimento de calibração para o usuário final. Como todas as medidas estão dentro dos limites estabelecidos pela AIEA, conclui-se que os testes de estabilidade a longo prazo, assim como as razões C_K e as “razões equivalentes ao BIPM” medidas para as câmaras dos usuários, são ferramentas importantes de controle de qualidade da calibração de dosímetros clínicos. Além disso, essas medidas mostram que houve uma melhoria da qualidade, uma vez que foram estabelecidos os procedimentos de calibração para a implementação do novo Código de Prática da AIEA, associado à estimativa das incertezas envolvidas nesse procedimento de calibração, o que fornecerá condições para o credenciamento do LCI junto ao INMETRO.

O presente trabalho é de grande valia para futuras comparações, com outros laboratórios de calibração, relacionadas aos dados aqui apresentados, além de mostrar a confiabilidade do procedimento de calibração adotado no LCI. Mostra também a importância da implementação do TRS 398 no LCI, fato incentivador para os hospitais ou instituições que ainda não adotaram esse protocolo de dosimetria.

Para trabalhos futuros, sugere-se que os laboratórios de calibração envolvidos na implantação do novo Código de Prática da AIEA auxiliem na disseminação deste documento junto aos hospitais, seja através de cursos de treinamento, seja em termos de consultoria para esclarecer as dúvidas porventura ainda existentes. A experiência adquirida pelos Laboratórios é extremamente útil tanto nos aspectos conceituais quanto práticos além de atuar como um elo de ligação dentro da cadeia metrológica no país. A publicação dos dados adquiridos pelos laboratórios de calibração do Brasil possibilitará assim a comparação dos resultados obtidos por outros NMIs.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Radiotherapy (TRS 398): Review of Testing Results, *International Atomic Energy Agency*, TecDoc **1455**, Vienna, (2005).
2. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, *International Atomic Energy Agency*, Technical Reports Series No. **398**, Vienna, (2000).
3. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams, *International Atomic Energy Agency*, Technical Reports Series No. **277**, Vienna, (1987).
4. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, The Use of Plane Parallel Ionization Chambers in High-Energy Electron and Photon Beams: An International Code of Practice for Dosimetry, *International Atomic Energy Agency*, Technical Reports Series No. **381**, Vienna, (1997).
5. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Dosimetry of High-Energy Photon Beams based on Standards of Absorbed Dose to Water, Report 64, ICRU, Bethesda, MD. (2001)
6. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, *International Atomic Energy Agency*, Technical Reports Series No. **277**, 2nd edition, Vienna, (1997).
7. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy *International Atomic Energy Agency*, Technical Report Series No.**374**, Vienna, (1994).
8. ANDREO, P., The status of high-energy photon and electron beam dosimetry five years after the publication of the IAEA Code of Practice in the Nordic countries, *Acta Oncol.* **32** 483–500 (1993).
9. SVENSSON, H., BRAHME, A., "Recent advances in electron and photon dosimetry", *Radiation Dosimetry, Physical and Biological Aspects* (ORTON, C.G., Ed.), Plenum Press, New York, 87–170, (1986).
10. LILLICRAP, S. C., OWEN, B., WILLIAMS, J. R., WILLIAMS, P. C., Code of Practice for high-energy photon therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service, *Phys. Med. Biol.* **35**, 1355-1360, (1990);.
11. COMITE CONSULTATIF DES LES ETALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I), Correction d'Humidité, CCEMRI(I) R(I)-30, *Bureau International des Poids et Mesures*, Sèvres, (1977).
12. ANDREO, P., SEUNTJENS, J.P., PODGORSK, E.B., "Calibration of photon and electron beams", in "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students", edited by E.B. Podgorsak, Chapter 9, 301-354, *International Atomic Energy Agency*, Vienna, Austria, (2005).
13. ATTIX, F.H., Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, Wiley, New York, U.S.A., (1986).
14. IZEWSKA, J., RAJAN, G., "Radiation dosimeters", in "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students", edited by E.B. Podgorsak, Chapter 3, 71-99, *International Atomic Energy Agency*, Vienna, Austria, (2005).

15. BOUTILLON, M., PERROCHE, A.M., Determination of calibration factors in terms of air kerma and absorbed dose to water in the Co-60 gamma rays, *International Atomic Energy Agency, SSDL Newsletter* **32**, 3-13, Vienna, (1993).
16. BIELAJEW, A.F., ROGERS, D.W.O., Implications of new correction factors on primary air kerma standards in ^{60}Co beams, *Phys. Med. Biol.* **37**, 1283-1291, (1992).
17. BRAHME, A., et al., Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons, *Acta Oncol. Suppl.* **1** (1988).
18. MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J., WAMBERSIE, A., Reply to precision and accuracy in radiotherapy, *Radiother. Oncol.* **14**, 163-167, (1989).
19. MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J., WAMBERSIE, A., What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy?, *Radiother. Oncol.* **8**, 237-252 (1987).
20. WAMBERSIE, A., VAN DAM, J., HANKS, G., MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J., "What accuracy is needed in dosimetry?", Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery (Proc. Seminar Leuven, 1991), *International Atomic Energy Agency, TecDoc* **734**, Vienna, 11-35, (1991).
21. REICH, H., Choice of measuring quantity for therapy-level dosimeter, *Phys. Med. Biol.* **24**, 895-900, (1979).
22. SUNDARA RAO, I. S., NAIK, S. B., Graphite calorimeter in water phantom and calibration of ionization chambers in dose to water for ^{60}Co gamma radiation, *Med. Phys.*, 7(3), 196-201, May-Jun (1980).
23. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Review of data and methods recommended in the International Code of Practice: IAEA Technical Report Series No. 277 Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams, Proceedings of a Consultants Meeting organized by the IAEA, *International Atomic Energy Agency*, Vienna, (1993).
24. CZAP, L., MATSCHEKO, G., ANDREO, P., Intercomparison of ionization chamber calibration factors in the IAEA/WHO Network of SSDLs *International Atomic Energy Agency, SSDL Newsletter* **35**, 17-25, Vienna, (1996).
25. MEGHZIFENE, A., CZAP, L., ANDREO, P., Intercomparison of ionization chamber calibration factors in the IAEA/WHO network of SSDLs *International Atomic Energy Agency, SSDL Newsletter* **38**, 13-19, Vienna, (1998).
26. AAPM TG-21, A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, *Med. Phys.* **10**, 741-771, (1983).
27. ALMOND, P. R., BIGGS, P. J., COURSEY, B. M., HANSON, W. F., HUQ, M. S., NATH, R., and ROGERS, D. W. O., AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, *Med. Phys.* **26**, 1847-1870, (1999).
28. DIN 6800, *Dosismessverfahren in der radiologischen Technik - Ionisationsdosimetrie*, volume Teil 2. Beuth Verlag GmbH, Berlin and Cologne, (1980).
29. HOHLFELD, K., The standard DIN 6800: Procedures for absorbed dose determination in radiology by the ionization method. In Proceedings of 1987 Symposium on Dosimetry in Radiotherapy, *International Atomic Energy Agency*, Vol 1, 13 - 24, Vienna, (1988).

30. SHORTT, K. R., SHOBE, J., DOMEN, S., Comparison of dosimetry calibration factors at the NRCC and the NIST, *Med. Phys.* **27**, 1644-1654, (2000).
31. ALLISY-ROBERTS, P.J., BURNS, D.T., Summary of the BIPM.RI(I)-K4 comparison for absorbed dose to water in ^{60}Co gamma radiation, *Bureau International des Poids et Mesures, Metrologia* **42**, Tech. Suppl., 06002, (2005).
32. KRAMER, H. -M., Informative progress report on the standards for water absorbed dose at PTB, Consultative Committee for Ionization Radiation, *Bureau International des Poids et Mesures, Working document CCRI(I)/01- 20:1-2*, Sèvres, (2001).
33. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, X-ray and gamma-ray standards for detector calibration. *International Atomic Energy Agency, TecDoc* **619**, Vienna, (1991).
34. RODRIGUES, L. N., SILVA, C. N. M., Implementation of the new IAEA code of practice in Brazil, International Symposium on Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry, Proceedings, *International Atomic Energy Agency; IAEA-CN-96/20*, 257-262, Vienna, (2002).
35. BOUTILLON, M., Personal communication, (1995).
36. SHARPE, P. Progress Report on radiation dosimetry at NPL Consultative Committee for Ionization Radiation, *Bureau International des Poids et Mesures, Working document CCRI(I)/01-21:1-7*, Sèvres, (2001).
37. CZAP, L., MEGHZIFENE, A., SHORTT, K. R., ANDREO, P., Stability of reference class ionization chambers used for radiotherapy dosimetry: IAEA experience, International Symposium on Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry, Book of Extended Synopses, *International Atomic Energy Agency; IAEA-CN-96-32P*, 64-65, Vienna, (2002).
38. ANDREO, P., Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams, *Phys. Med. Biol.* **37**, 2189-2211, (1992).
39. ROGERS, D. W. O., Values of $N_{D,w}/N_K$ measured at NMIs for different ion chambers, Consultative Committee for Ionization Radiation, *Bureau International des Poids et Mesures, Working document CCRI(I)/03-50:1*, Sèvres, (2003).
40. ALLISY-ROBERTS, P. J., BOUTILLON, M., RODRIGUES, L. N., Comparison of the standards of air kerma of the LNMRI and the BIPM for ^{60}Co γ rays, *Bureau International des Poids et Mesures; Rapport BIPM-96/3:1-7*, Sèvres, (1996).
41. ARAKI, F., KUBO, H.D., Comparison of high-energy photon and electron dosimetry for various dosimetry protocols, *Med. Phys.* **29**, 857-868, (2002).
42. ALLISY-ROBERTS, P. J., Personal communication, (2004).
43. VIJAYAM, M., SHIGWAN, J. B., PATKI, V. S., SOMAN, A. T., GOVINDA RAJAN, K. N, SHAHA, V. V., ABANI, M. C., Verification of the IAEA Code of Practice for medium energy X-ray beams and experimental determination of C_K values at Co-60 energy for different types of ionisation chambers, International Symposium on Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry, Book of Extended Synopses, *International Atomic Energy Agency, IAEA-CN-96-61P*: 122-123, Vienna, (2002).
44. KESSLER, C., ALLISY-ROBERTS, P.J., BURNS, D.T., KRAUSS, A., KAPSCH, R.-P., Comparison of the standards for absorbed dose to water of the PTB,

-
- Germany and the BIPM for ^{60}Co γ rays, *Bureau International des Poids et Mesures, Metrologia* **43**, *Tech. Suppl.*, 06005, (2006).
45. BOUTILLON, M., NIATEL, M. -T., A study of a graphite cavity chamber for absolute measurements of ^{60}Co gamma rays, *Bureau International des Poids et Mesures, Metrologia* **9**, 139 - 146, (1973).
 46. KRAMER, H.-M., BÜERMANN, L., AMBROSI, P., Letter to the Editor: Change in the realization of the gray at the PTB, *Bureau International des Poids et Mesures, Metrologia* **39**, n°1, 111-112 (2002).
 47. MARCONI, M. A., LAKATOS, E. M., Metodologia científica, Editora Atlas, 1ª Edição, São Paulo, (2004).
 48. ALLISY-ROBERTS, P.J., BURNS, D. T., KESSLER, C., Measuring conditions used for the calibration of ionization chambers at the BIPM, *Bureau International des Poids et Mesures, Rapport BIPM-2004/17*, Sèvres, (2004).