



COPPE/UFRJ

**METODOLOGIA PARA A PADRONIZAÇÃO DA GRANDEZA KERMA NO AR
PARA APLICAÇÕES EM RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA**

Deisemar Holanda Cassiano

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes

José Guilherme Pereira Peixoto

Rio de Janeiro

Março de 2010

METODOLOGIA PARA A PADRONIZAÇÃO DA GRANDEZA KERMA NO AR
PARA APLICAÇÕES EM RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA

Deisemar Holanda Cassiano

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:



Prof. Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc.



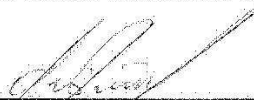
Prof. José Guilherme Pereira Peixoto, D.Sc.



Prof. Ademir Xavier da Silva, D.Sc.



Prof. Antônio Carlos Fontes dos Santos, D.Sc.



Prof. Edgar Franciseo Oliveira de Jesus, D.Sc.



Prof. José Ubiratan Delgado, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2010

Cassiano, Deisemar Holanda

Metodologia Para a Padronização da Grandeza Kerma no Ar para Aplicações em Radiologia Odontológica/ Deisemar Holanda Cassiano. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

XV, 70 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes

José Guilherme Pereira Peixoto

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2010.

Referências Bibliográficas: p. 47-58.

1. Raios X. 2. MCNP. 3. Odontologia. 4. PPV. 5. Kerma no Ar. I. Lopes, Ricardo Tadeu *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

Tudo na vida gira em torno dos relacionamentos:
com Deus, conosco, com os outros.

Aos meus pais:
Darci
Domicio (*in memorian*)

e ao meu irmão
Del

Agradecimentos

- *À Deus e a todas as manifestações de Sua Existência: com Ele tudo é possível.*
- *Aos professores Ricardo Tadeu Lopes e José Guilherme Pereira Peixoto cujo apoio neste trabalho foi incondicional e prioritário e que além de orientadores, foram grandes amigos.*
- *A toda a minha família que me apoiou de todas as maneiras durante este tempo de dedicação ao trabalho, mostrando o verdadeiro sentido da palavra amor.*
- *Aos amigos Samanda Cristine Arruda Correa e Edmilson Monteiro de Souza pelo carinho, ternura, amizade e especialmente pela dose certa de incentivo que fizeram com que eu intensificasse cada vez mais a dedicação neste trabalho, principalmente nas horas mais críticas. Vocês são a prova que Deus existe e se manifesta em nossas vidas. Obrigada.*
- *Ao professor Ademir Xavier da Silva, pela contribuição durante nossas conversas calorosas sobre o trabalho. Suas palavras serviram como um estímulo nas horas decisivas.*
- *Ao professor José Guilherme Pereira Peixoto pelo carinho no trabalho de revisão do texto.*
- *Aos funcionários da secretaria do Programa de Engenharia Nuclear pelo suporte na área acadêmica.*
- *Ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD pelo fornecimento de toda infraestrutura para o desenvolvimento deste trabalho.*

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

METODOLOGIA PARA A PADRONIZAÇÃO DA GRANDEZA KERMA NO AR
PARA APLICAÇÕES EM RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA

Deisemar Holanda Cassiano

Março/2010

Orientadores: Ricardo Tadeu Lopes

José Guilherme Pereira Peixoto

Programa: Engenharia Nuclear

Este trabalho baseou-se na necessidade de atender e disseminar um dos principais requisitos exigidos pela Portaria 453 (MS, 1998) para os equipamentos de raios X empregados na radiologia odontológica do país – o valor de tensão aplicada ao tubo. A exatidão do valor de tensão aplicada ao tubo de raios X, comumente conhecida pela sigla kVp, é dada em termos de medição da grandeza PPV – *Practical Peak Voltage*. O PPV, recomendado pela norma IEC 61676 (2002), aceito e divulgado pela IAEA (2007), tenta harmonizar os resultados de imagem com as medições de serviços de calibrações e ensaios. A padronização do laboratório para calibração é dada na grandeza kerma no ar. A metodologia proposta foi verificada para a faixa de energia de interesse (40 kV – 100 kV) e os resultados experimentais e simulados com o código MCNPX, versão 2.5, indicam que a grandeza PPV pode ser aplicada à odontologia da forma que foi definida pelo Kramer *et al.* (1998) bem como o contraste radiográfico do dente apresentado na simulação pelo MCNPX sugerem que podem ser aceitos para fins de diagnóstico. Os parâmetros levantados para a implantação do sistema de calibração em radiologia odontológica para o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes – LNMRI preenchem os requisitos principais para um laboratório de calibração e ensaio.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

METHODOLOGY IN AIR KERMA STANDARDIZATION FOR APPLICATIONS IN
DENTAL RADIOLOGY

Deisemar Holanda Cassiano

March/2010

Advisors: Ricardo Tadeu Lopes

José Guilherme Pereira Peixoto

Department: Nuclear Engineering

This work was based on the need to attend to and spread one of the main conditions demanded by Document 453 (MS, 1998) for the X-ray equipment used in dental radiology in the country – value of voltage applied to the X-ray tube. Accuracy of the value of voltage applied to the X-ray tube, commonly known by term kVp, is given in terms of PPV – Practical Peak Voltage measurements. PPV is recommended by IEC 61676 (2002) and accepted and published by IAEA (2007), attempts to harmonize the imaging results with measurements of calibration services and essay. Standardization of the laboratory for calibration is given in air kerma. Methodology proposed was checked for the energy range of interest (40 kV – 100 kV) and results experimental and simulations due to MCNPX 2.5 code indicate that PPV can be applied to odontology in the way it was defined by Kramer *et al.* (1998) and radiographic contrast of the tooth shown in the simulation by MCNPX suggest that can be accepted for diagnosis. Obtained parameters to implementation of the calibration system in dental radiology for the National Metrology Laboratory of Ionizing Radiation – LNMRI fulfill the main requirements for a laboratory calibration and testing.

Sumário

Capítulo I – Introdução	01
I. 1. Consideração Geral	02
I. 2. Objetivo	06
I. 3. Justificativa	07
Capítulo II – Fundamentos Teóricos	08
II. 1. Produção de Raios X	08
II. 2. Metrologia Aplicada à Odontologia	11
II. 2. 1. Tensão Aplicada ao Tubo (kVp)	11
II. 2. 2. Filtração Total, Primeira e Segunda Camadas Semirredutoras .	15
II. 3. Códigos de Simulação Radiográfica	17
II. 3. 1. O Código MCNP	20
II. 4. Programa TASMIP	24
Capítulo III – Materiais e Metodologia	25
III. 1. Arranjo Experimental	25
III. 2. Simulação de Ensaio Radiográficos com MCNPX	32
III. 2. 1. Detectores Pontuais (Comando F5)	32
III. 2. 2. Cálculo de Kerma no Ar	32
III. 3. Espectros de Energia	33
Capítulo IV – Resultados e Discussão	35
IV. 1. Rastreabilidade da Câmara	35
IV. 2. Levantamento da Qualidade do Feixe	36
IV. 3. Determinação da Grandeza Kerma no Ar	37
IV. 4. Modelagem Computacional	39
IV. 4. 1. Validação do Modelo Proposto	39
IV. 4. 2. Calibração em PPV	40
IV. 4. 3. Verificação da Metodologia: Contraste de um Dente Modelado .	
.....	42

Capítulo V – Conclusões e Recomendações	44
V. 1. Conclusões	44
V. 2. Perspectivas	45
Referências Bibliográficas	47
Apêndice A – Sobre os Raios X	59
A. 1. Histórico	59
A. 2. Aparelhos de Raios X	60
Apêndice B – Certificado de Calibração	64
Apêndice C – Protocolo de Calibração	69

Lista de Figuras

- II. 1** Conversão de energia cinética dos elétrons em radiação X. (a) Raios X de *bremsstrahlung* ou freamento, resultante da interação de elétrons rápidos com o campo coulombiano do núcleo do alvo, o elétron é bruscamente desacelerado. (b) Raios X característicos, devido à interação coulombiana entre um elétron energético do feixe e o elétron atômico. O elétron incidente pode ceder energia suficiente para retirar um elétron de seu nível de energia muito negativo e ejetá-lo do átomo, deixando o átomo num estado altamente excitado. O átomo poderá voltar a seu estado fundamental emitindo um conjunto de fótons de alta energia, cuja energia é igual à diferença de energia entre o estado inicial e o final **09**
- II. 2** Elementos básicos do tubo de raios X (LUDWIG, 2006). O tubo de raios X é constituído por uma ampola de vidro com vácuo possuindo dois eletrodos (ânodo e cátodo). O ânodo é um alvo e o cátodo é um filamento em forma de espiral. O tungstênio é empregado devido à sua alta eficiência termoiônica e ao seu elevado ponto de fusão. O ponto focal é área do alvo que é bombardeada pelos elétrons oriundos do cátodo **10**
- II. 3** Arranjo experimental de referência para obtenção da curva de contraste (CORREA, 2005). Um fantoma de acrílico de 10 cm de espessura é posicionado distante 1,40 m do tubo de raios X e a câmara de ionização, 3 m do tubo de raios X. O material atenuador é uma placa de 1 mm de alumínio **13**
- II. 4** Componentes do dente. O esmalte é o segundo mineral mais duro da natureza . . . **17**
- III. 1** Painel do tubo de raios X do LNMRI/IRD/CNEN. É um equipamento industrial adaptado para uso em metrologia das radiações ionizantes. Os valores de tensão e corrente podem ser ajustados manualmente e conferidos, respectivamente, pelos multímetros acoplados ao tubo. A corrente no tubo para este trabalho foi fixada em 10 mA, a fim de obter valores de kerma no ar próximos aos usados nas clínicas odontológicas **26**
- III. 2** Câmara de ionização padrão nacional pertencente ao LNMRI/IRD/CNEN, rastreada ao Laboratório Primário alemão PTB **27**

III. 3	Eletrômetro acoplado à câmara padrão nacional do LNMRI/IRD/CNEN	27
III. 4	Instrumentos pertencentes ao LNMRI/IRD/CNEN empregados neste trabalho. (a) Termômetro digital. (b) Barômetro aneróide digital	28
III. 5	Fantoma de PMMA odontológico empregado para determinação da grandeza PPV na instalação do LNMRI/IRD/CNEN, com 10 cm x 6 cm x 6 cm	29
III. 6	Diagrama do arranjo experimental adaptado para a instalação de medição do LNMRI/IRD/CNEN e modelado pelo MCNPX. Um fantoma de acrílico de 10 cm de espessura é posicionado distante 0,40 m do tubo de raios X e a câmara de ionização padrão nacional, 1 m do tubo de raios X. O material atenuador é uma placa de 1 mm de alumínio de elevada pureza certificada (99,999%) pelo fabricante	30
III. 7	Interface do programa LABVIEW usado neste trabalho. Medições de tensão e corrente aplicadas ao tubo, temperatura, pressão atmosférica e umidade relativa do ar são adquiridas e registradas automaticamente pelo programa. O LABVIEW permite que o usuário escolha o número de medições a serem feitas	30
III. 8	Configuração da instalação de medição do LNMRI/IRD/CNEN. A instalação é constituída de uma mesa fixa automatizada com movimento em dois graus de liberdade, colimadores fixos à saída do tubo de raios X, rodas de filtros atenuadores de elevada pureza certificada	31
IV. 1	Curva de contraste equivalente para o fantoma odontológico de 10 cm de espessura e filtro atenuador de 1 mm de Al. Essa curva é correspondente às medições realizadas na instalação do LNMRI/IRD/CNEN	38
IV. 2	Contraste radiográfico simulado para 1 cm ³ de dente, levando-se em consideração a composição química da dentina apresentado por Shishkina <i>et al.</i> (2005). Os espectros de raios X foram calibrados para a grandeza PPV de acordo com o arranjo experimental adaptado para a instalação de medição do LNMRI/IRD/CNEN	42
A. 1	O primeiro aparelho de raios X do Brasil	61
A. 2	Outros tubos utilizados por Pires até 1912	62

A. 3 Coleção de Gaston Ségué com 32 tubos energizados. Projetados por Brunet - Ségué (25), Chabaud and Hurmuzescu (6), Colardeau (28 e 30), Crookes (1, 2 e 20), d'Arsonval (10 e 14), "Focus" (8), Le Roux (15, 26 e 27), Puluj (12), Roentgen (24 e 32), Ruz (19), Ségué (3, 5, 7, 9, 11, 13, 16, 17, 18, 21, 22, 23, 29 e 31) e Wood (4). O número entre parênteses corresponde ao respectivo projeto (MOULD, 1995)
..... **63**

Lista de Tabelas

IV. 1	Resultados obtidos com a calibração da câmara padrão nacional do LNMRI/IRD/CNEN ao Laboratório Primário alemão PTB	36
IV. 2	Valores de tensão, em kV, do tubo de raios X do arranjo experimental para determinação da grandeza kerma no ar, K_{ar} , no LNMRI/IRD/CNEN. Neste arranjo um fantoma odontológico de 10 cm foi irradiado sem e com o material atenuador. O material atenuador foi uma placa de alumínio com 99,999% de pureza certificada	37
IV. 3	Características dos arranjos experimentais adotados na determinação da grandeza kerma no ar, K_{ar} , para aplicações de radiologia odontológica	38
IV. 4	Contraste equivalente do fantoma odontológico com filtro atenuador de 1 mm de Al	39
IV. 5	Calibração dos tubos de raios X na grandeza PPV. A calibração foi feita pelo MCNPX para um tubo de raios X típico de aplicação odontológica (monofásico) e um tubo de raios X de referência (potencial constante), tendo os dados experimentais como VVC. Os espectros foram fornecidos pelo programa TASMIP	41

Lista de Símbolos

ALARA	As Low As Reasonably Achievable
CH	Coeficiente de Homogeneidade
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CSR	Camada Semirredutora
DOU	Diário Oficial da União
EC	European Commission
EGS4	Electron Gamma Shower Version 4
GEANT	GEometry ANd Tracking
HVL	Half Value-Layer
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiation Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IEC	International Electrotechnical Commission
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
LAHET	Los Alamos High-Energy Transport
LANL	Los Alamos National Laboratory
LNMRI	Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes
MCNP	Monte Carlo N-Particle
MS	Ministério da Saúde
NCRP	National Council on Radiation Protection and Measurements
PENELOPE	PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons
PPV	Practical Peak Voltage
PTB	Phisikalisch Technische-Bundesanstalt
RQR Assembly	Radiation Qualities in Radiation Beams Emerging from the X-Ray Source

SSDL	Secondary Standard Dosimetry Laboratory
TASMIP	Tungsten Anode Spectral Model using Interpolating Polynomials
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation
VVC	Valor Verdadeiro Convencional

Capítulo I

Introdução

A introdução de uma nova grandeza, denominada PPV – *Practical Peak Voltage* para avaliação da tensão aplicada aos tubos de raios X utilizados em diagnósticos médicos foi proposta por Kramer *et al.* (1998). Posteriormente, a *International Electrotechnical Commission* – IEC adotou esta grandeza para as medições da tensão aplicada aos tubos de raios X (IEC 61676, 2002).

Esta nova grandeza é baseada no conceito que a radiação produzida por um gerador de alta tensão, com qualquer forma de onda, produz o mesmo contraste, na grandeza kerma no ar, que uma determinada radiação produzida por um gerador de alta tensão constante.

A grandeza PPV foi adotada para a radiologia diagnóstica geral como a técnica de medição do kVp. Isto é comprovado pela proposta da configuração utilizada para o levantamento dos fatores que são usados para o cálculo da grandeza.

O valor da grandeza PPV, para um determinado equipamento de raios X, corresponde à tensão que, aplicada a um equipamento de raios X de potencial constante, forma o mesmo contraste de imagem obtida após a passagem do feixe de raios X através de uma placa de acrílico (fantoma) de 10 cm de espessura, sem e com a adição de um filtro atenuador de alumínio.

O PPV foi definido para uma única configuração que visava à radiologia geral e, posteriormente, generalizou-se para outras aplicações de radiodiagnóstico, porém, sem verificações para cada modalidade de radiologia. Acredita-se que para aplicações direcionadas à odontologia, são necessários levantamentos de novos fatores para a determinação do PPV, devido particularidades desta modalidade de radiologia.

A geração da imagem radiográfica é dependente do espectro do feixe de raios X, que é utilizado para a sua obtenção. Por sua vez, este espectro é dependente de vários fatores, principalmente da alta tensão aplicada ao tubo de raios X e da filtração do feixe obtido.

Os dados experimentais para determinação do PPV (KRAMER *et al.*, 1998; BAORONG *et al.*, 2000; RAMÍREZ-JIMÉNEZ *et al.*, 2004) foram levantados através de

uma máquina de potencial constante. No entanto, os equipamentos de raios X odontológicos empregados no Brasil, são, na sua maioria, tubos monofásicos. Portanto, é necessário desenvolver uma metodologia específica para a determinação do PPV para esta área.

A metodologia proposta neste trabalho está baseada na consideração de uso de um fantoma específico para a radiologia odontológica e implantação de um sistema de calibração para a área em questão, visando uma maior aproximação entre o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes – LNMRI e os consultórios e clínicas dentárias de todo o país.

I. 1. Consideração Geral

A radiologia odontológica, comumente considerada como sendo constituída de procedimentos técnicos e interpretação de seus resultados, é uma ferramenta útil para o diagnóstico e complementos em tratamentos de saúde. Ela é utilizada para fornecer informações sobre as estruturas da cavidade bucal não visível a olho nu.

O emprego dos raios X em odontologia deu-se logo após a descoberta dos raios X, quando foram tomadas radiografias de dentes e maxilares (FREITAS *et al.*, 1998; MARTINS, 2005; WUEHRMANN e MANSON-HING, 1977).

Atualmente a radiologia ganha, cada vez mais, espaço na rotina da odontologia (EC, 2004). A radiologia diagnóstica é considerada a principal fonte artificial de radiação em que a população está exposta (FUNG e GILBOY, 2001), sendo responsável por aproximadamente 14% do total da dose recebida anualmente em decorrência de todas as fontes de radiação (UNSCEAR, 2000). A radiologia odontológica constitui o principal exame complementar para a conclusão de diagnósticos. Em numerosas situações, a presença e a extensão de diversas condições patológicas ou anomalias só podem ser avaliadas por meio de radiografias. Adicionalmente, exame radiográfico odontológico é uma poderosa ferramenta no acompanhamento da evolução de tratamentos (DEZOTTI, 2003; VAN DER STELT, 1997). Entretanto, paralelamente aos benefícios obtidos pelo uso dos raios X, percebeu-se ao longo dos anos, a existência de uma ação deletéria quando utilizados de maneira indevida. Estudos revelam que o cenário atual exige cautela no uso das radiações ionizantes, onde incluem os raios X, pois a infringência das normas de

proteção radiológica implica em possíveis danos biológicos de dimensões extremamente preocupantes (MEZADRI, 2003; CNEN, 2005; TAVANO, 2000; FREDERIKSEN, 1994; TAUHATA *et al.*, 2003; RON, 2003; McPARLAND *et al.*, 1996; THIERRY-CHEF *et al.*, 2005; FLETCHER *et al.*, 1986; LACERDA *et al.*, 2008).

O objetivo principal da radiologia oral é o mesmo que o da radiologia geral, ou seja, obter informação diagnóstica de imagens em filmes ou em outros dispositivos de captura de imagens, enquanto simultaneamente, minimiza a exposição à radiação ao paciente (ALTEMEYER, 1992).

Para Horner e Hirschmann (1990) toda exposição à radiação ionizante para fins médico e odontológico proporcionam um risco aos pacientes e aos indivíduos ocupacionalmente expostos. Em radiografia intraoral, a utilização de filmes rápidos (velocidade E) e a colimação retangular, oferecem reduções na dose de aproximadamente 50% e 60%, respectivamente. Os autores asseguram também que um potencial constante nos aparelhos de raios X, longa distância foco-pele e filtração permitem promover redução na dose.

É uma prática aceitável que toda a exposição deva ser mantida tão baixa quanto razoavelmente possível para minimizar estes riscos – princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*). É essencial que em quaisquer exames radiográficos seja apresentado ao paciente os benefícios que excedam em valor o detrimento potencial causado pela exposição à radiação; tanto a *International Commission on Radiation Protection* – ICRP (ICRP 60, 1991) quanto a Portaria 453 (MS, 1998) e a Resolução 64 (MS, 2003) do Ministério da Saúde recomendam a otimização da qualidade da imagem radiográfica e dose no paciente em qualquer exame realizado. Dessa maneira, o princípio ALARA ganha um novo significado, determinando que a quantidade de radiação para o paciente deverá ser tão baixo quanto razoavelmente possível, porém, com a ressalva: “consistente com a obtenção da informação diagnóstica exigida”, isto é, compatível com os padrões aceitáveis de qualidade de imagem (NCRP 107, 1990; EC, 1997). A expressão “qualidade da imagem” refere-se à facilidade com que os detalhes podem ser percebidos na radiografia, favorecendo o diagnóstico médico, ou seja, a sua utilidade clínica.

Profissionais da área de radiologia têm ajustado os parâmetros relacionados ao equipamento de raios X em função da aparência geral da imagem, porém, ignorando a

radiossensibilidade dos tecidos ou órgãos dentro do campo de radiação (EC, 2004; RUSH e THOMPSON, 2007; TAUHATA *et al.*, 2003). Estudos epidemiológicos e radiobiológicos têm fornecido evidências do aumento de risco associado à radiologia odontológica na incidência de tumores cerebrais, glândulas salivares e de tireóide (LONGSTRETH *et al.*, 1993; PRESTON-MARTIN e WHITE, 1999; HORN-ROSS *et al.*, 1997; HALLQUIST *et al.*, 1994; WINGREN *et al.*, 1997).

Vale ressaltar que tais estudos são baseados em pesquisas realizadas em países da Comunidade Européia, onde o padrão tecnológico dos equipamentos de raios X e os sistemas de aquisição de imagens bem como as condições de trabalho propiciam imagens de boa qualidade clínica, com doses de radiação abaixo dos limites recomendados pelas normas (EC, 2004).

Estas informações ganham maior importância quando analisadas no cenário brasileiro. Pesquisas revelam que existem deficiências de conhecimento em relação a procedimentos de proteção do paciente durante exames radiográficos odontológicos, resultando em valores de dose acima dos recomendados por norma para a técnica utilizada e, conseqüentemente, maiores chances de desenvolvimento de doenças radioinduzidas associadas à radiologia odontológica (BARBOSA, 2001; SPYRIDES, 2002; ALMEIDA e CRUZ, 1996; PEIXOTO e FERREIRA, 1982; YACOVENCO, 2002; DANIEL, 1999; RODRIGUES *et al.*, 2002; REBELLO *et al.*, 1994-1995).

Freitas (2000) diz que há várias medidas a serem tomadas em relação à proteção radiológica do paciente. A primeira a ser efetuada é a calibração do aparelho de raios X. Para tanto, há necessidade de se realizar a medição das radiações, constituindo-se a chamada dosimetria. A medição de dose no paciente é mencionada no *International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources – BSS* (IAEA, 1996) e no *Council Directive 97/43/Euratom* (EC, 1997) que estabeleceram valores de dose representativos a serem considerados como referência em procedimentos radiológicos.

Devido o crescente aumento do uso dos raios X na odontologia no Brasil, torna-se mais evidente a necessidade de se estabelecer uma política nacional de disseminação e manutenção de padrões metrológicos nesta área.

Entende-se por rastreabilidade a propriedade do resultado de uma medição ou do valor de um padrão estar relacionado a referências estabelecidas, geralmente padrões nacionais ou internacionais, por meio de uma cadeia contínua de comparações, todas tendo incertezas estabelecidas. O conceito é geralmente expresso pelo adjetivo “rastreável”. Uma cadeia contínua de comparações é denominada “cadeia de rastreabilidade” (INMETRO, 1995).

Apesar do elevado número de aparelhos de raios X odontológicos em operação no país, somente em 1998, com a publicação da Portaria 453, foram estabelecidos os requisitos técnicos para aceitação desses equipamentos e a exigência de vistoria periódica de seus parâmetros básicos de operação (MS, 1998).

Segundo Yacovenco (2002), o que está sendo realizado nos consultórios ainda não está sendo o suficientemente necessário para atender plenamente os objetivos da referida Portaria. O autor enfatiza que o infrator destas normas estará sujeito à responsabilidade civil e penal, de acordo com o código penal brasileiro (art. 132: “expor a vida ou a saúde de outrem a perigo direto e iminente”).

Recentemente, a *International Atomic Energy Agency* – IAEA, publicou um documento recomendando procedimentos para calibração e realizações de medições dosimétricas como também, estabeleceu critérios para os laboratórios de dosimetria e centros clínicos de radiologia diagnóstica (IAEA, 2007).

É importante ressaltar que o conceito de controle e garantia da qualidade na radiologia diagnóstica odontológica estão sendo difundidos (MOTA *et al.*, 1994; SOUZA, 1996; MELO, 2002; ALTEMEYER, 1992) e para isso muitos fabricantes de equipamentos necessitam de instalações, procedimentos e instrumentação adequados para os testes e ensaios. Os Laboratórios de Dosimetria Padrão Secundário (*Secondary Standard Dosimetry Laboratory* – SSDL) têm como uma das suas atribuições disseminar e manter a rastreabilidade entre o fabricante, o usuário e o Sistema Internacional de Metrologia (PEIXOTO e DE ALMEIDA, 2002).

O LNMRI é o responsável pela padronização de referência das radiações ionizantes no país, pela disseminação das suas respectivas unidades de medição além de dar suporte às atividades de acreditação de laboratórios por parte do INMETRO (DOU, 2008). O LNMRI, como laboratório designado pelo INMETRO para radiações ionizantes, tem a função de

elaborar e desenvolver os requisitos técnicos específicos para sua área cujas publicações, associadas aos requisitos gerais da norma ISO/IEC 17025 (2006), poderão ser utilizadas como documento normativo do INMETRO.

I. 2. Objetivo

A partir do que foi abordado, o objetivo principal deste trabalho é desenvolver uma metodologia para assegurar a rastreabilidade das qualidades da radiação empregadas aos feixes de raios X odontológicos e utilizar a modelagem computacional, através do código de Monte Carlo MCNPX, versão 2.5, como ferramenta de auxílio na validação e confirmação do modelo adotado. Para tanto, o trabalho foi dividido em etapas:

- i) Estudar os parâmetros físicos necessários à rastreabilidade, utilizando um tubo de raios X de potencial constante adaptado para uso em metrologia das radiações ionizantes;
- ii) Calcular os fatores relevantes para a determinação da grandeza PPV usando um fantoma específico para a radiologia odontológica;
- iii) Modelagem de todo o arranjo experimental adaptado para o LNMRI na determinação da grandeza PPV com o código MCNPX;
- iv) Validação do modelo adotado para o estudo em questão através de simulações utilizando o código MCNPX;
- v) Definir as condições de calibração (arranjo experimental, adequação dos espectros calibrados em PPV etc) para o modelo proposto;
- vi) Verificação da metodologia proposta determinando o contraste equivalente de um dente modelado na faixa de energia de interesse.

Com essas etapas cumpridas, o modelo para a implantação da rastreabilidade e controle de qualidade dos parâmetros físicos aplicados às qualidades da radiação utilizadas em radiologia odontológica, visa à padronização e maior segurança nas medições da dose de radiação em pacientes e aos profissionais da área, uma vez que, até o momento ainda não se verificou às devidas aplicações da grandeza PPV nas diversas modalidades específicas de radiologia diagnóstica, como no caso da odontologia. Os resultados obtidos

neste trabalho servirão de subsídios para elaboração de procedimentos específicos e guias práticos para serviços de calibração em radiologia odontológica.

I. 3. Justificativa

Devido à radiologia odontológica constituir o principal exame para diagnóstico e complementos em tratamentos de saúde e, atualmente, no Brasil, existir um número considerável de aparelhos de raios X em operação, este trabalho é justificado pela necessidade de:

- i) Padronização do LNMRI, na grandeza kerma no ar, para calibrações e ensaios em radiologia odontológica para todo o país;
- ii) Atender a demanda de serviços de calibração na área em questão;
- iii) Disseminar um dos principais requisitos exigidos pela Portaria 453 (MS, 1998) para os equipamentos de raios X utilizados na radiologia odontológica do país;
- iv) Assegurar a rastreabilidade das medições para a área odontológica.

Capítulo II

Fundamentos Teóricos

No presente capítulo é apresentado uma descrição sobre como são gerados os feixes de raios X; são abordados também, os conceitos de metrologia aplicados à odontologia e, para finalizar, uma breve discussão é dada sobre o código de Monte Carlo MCNP e o programa TASMIP.

II. 1. Produção de Raios X

Raios X é a denominação dada à radiação eletromagnética de alta energia que tem origem na eletrosfera ou no freamento de partículas carregadas no campo eletromagnético do núcleo atômico ou dos elétrons.

O sistema básico de produção de raios X está no princípio de funcionamento de um tubo de raios X: transformação de energia cinética de elétrons em energia eletromagnética. Os elétrons produzidos termoionicamente (efeito Joule) através de uma corrente elétrica que passa pelo cátodo, são atraídos pelo ânodo, pela diferença de potencial aplicada entre ambos os terminais do tubo de raios X (cátodo – filamento negativo e ânodo – alvo positivo).

Num tubo de raios X a maioria dos elétrons incidentes sobre o alvo perde sua energia cinética de modo gradual nas inúmeras colisões; nesse processo de desaceleração, cerca de 99% da energia cinética é convertida em calor e a energia restante é transformada em fótons e liberada na forma de raios X, através de dois processos fundamentais: radiação ou ionização (SCAFF, 1979).

A radiação produzida pela perda de energia dos elétrons por radiação é chamada de radiação de freamento ou *bremsstrahlung* (figura II. 1a). A maioria dos raios X produzida pelos aparelhos dentários é obtida desta maneira. A radiação emitida pelo processo de perda de energia por colisão ou ionização é chamada de radiação característica (figura II. 1b).

O material do ânodo influencia o número e a energia dos raios X emitidos. Quanto maior o número atômico do ânodo, maior será a eficiência da produção de radiação de

freamento. A energia dos raios X de freamento depende fundamentalmente da energia da partícula incidente. A energia dos raios X característicos é própria do material de que é feito o alvo (KNOLL, 1979).

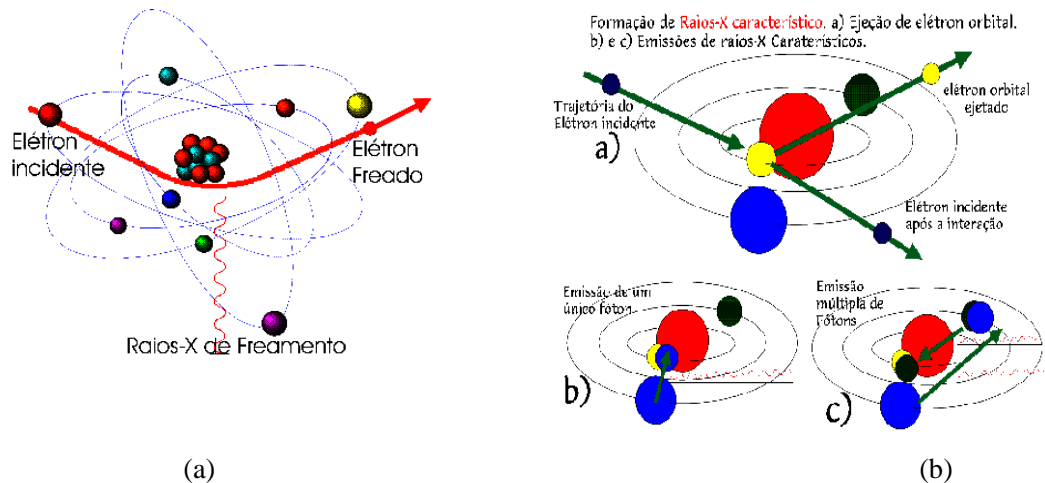


Figura II. 1: Conversão de energia cinética dos elétrons em radiação X. (a) Raios X de *bremstrahlung* ou freamento, resultante da interação de elétrons rápidos com o campo coulombiano do núcleo do alvo, o elétron é bruscamente desacelerado. (b) Raios X característicos, devido à interação coulombiana entre um elétron energético do feixe e o elétron atômico. O elétron incidente pode ceder energia suficiente para retirar um elétron de seu nível de energia muito negativo e ejetá-lo do átomo, deixando o átomo num estado altamente excitado. O átomo poderá voltar a seu estado fundamental emitindo um conjunto de fótons de alta energia, cuja energia é igual à diferença de energia entre o estado inicial e o final.

Os equipamentos de raios X são classificados de acordo com a sua capacidade de produção de raios X e para os quais foram projetados. Geralmente, os equipamentos empregados em radiologia diagnóstica operam numa faixa de tensão compreendida entre 20 kV e 150 kV, com uma corrente aplicada ao tubo variando de 10 mA a 1200 mA e um tempo de exposição de 1 ms a 10 s (POTIENS, 1999; LUDWIG, 2006).

Os componentes básicos de um equipamento de raios X são: o tubo de raios X e o gerador de alta tensão (BUSHONG, 1998; ROS, 2000; POTIENS, 1999; SCAFF, 1979; CURRY *et al.*, 1990).

O tubo de raios X fica inserido dentro de uma calota protetora (cabeçote), envolto num óleo especial. Este óleo funciona como isolante eletrostático e como dissipador de calor da ampola. O cabeçote possui um revestimento de chumbo para blindar a radiação que não contribui diretamente na formação da imagem. Na figura II. 2 estão indicados os elementos básicos do tubo de raios X.

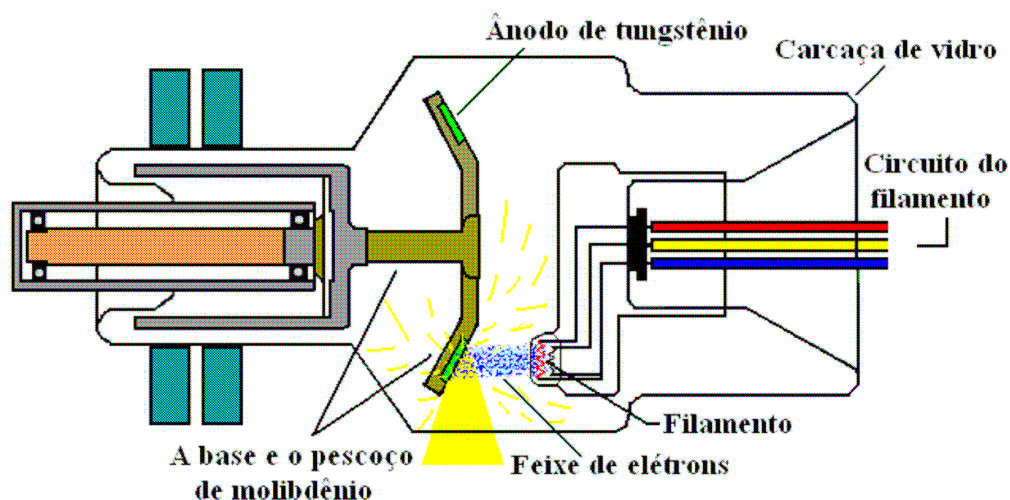


Figura II. 2: Elementos básicos do tubo de raios X (LUDWIG, 2006). O tubo de raios X é constituído por uma ampola de vidro com vácuo possuindo dois eletrodos (ânodo e cátodo). O ânodo é um alvo e o cátodo é um filamento em forma de espiral. O tungstênio é empregado devido à sua alta eficiência termoiônica e ao seu elevado ponto de fusão. O ponto focal é área do alvo que é bombardeada pelos elétrons oriundos do cátodo.

O gerador tem a função de fornecer uma diferença de potencial necessária para acelerar os elétrons que irão produzir os raios X. Os potenciais são produzidos por transformadores elétricos que podem trabalhar com a frequência nominal da rede ou com médias e altas frequências (ARCAL, 2000).

Como os tubos de raios X são projetados para funcionar com corrente contínua (DC) e os geradores funcionam com corrente alternada (AC), a solução encontrada é acoplar ao gerador um sistema de retificação que evita o fluxo de corrente entre os eletrodos no tubo de raios X em ambos os sentidos. A retificação é necessária, pois a tensão alternada não é útil para acelerar os elétrons que possuem carga negativa e se deslocam em direção a tensões positivas. Portanto, a retificação é a responsável pela tensão do ânodo ser positiva em relação ao cátodo.

Os geradores podem ser classificados de acordo com suas configurações em: monofásico, trifásico, de alta frequência e de potencial constante (LUDWIG, 2006).

A quantidade de raios X gerados é proporcional ao número atômico, Z , do material do alvo, aproximadamente ao quadrado do valor da tensão, $(kVp)^2$ e à corrente aplicada ao tubo, mA (SILVA *et al.*, 2000). Dessa maneira, a energia dos raios X gerados depende, principalmente, do potencial (kVp) aplicado ao tubo.

A distribuição em energia da radiação produzida, denominada espectro de raios X, é formada por duas partes distintas e superpostas: uma contínua e outra em linhas discretas. A parte contínua se deve aos raios X de *bremsstrahlung* e vai de energias muito baixas até uma energia máxima, numericamente igual à diferença máxima de potencial aplicada ao tubo de raios X. As linhas discretas são em decorrência dos raios X característicos (NICKOLOFF e BERMAN, 1993). As filtrações inerente e adicional eliminam as energias baixas que podem ser absorvidas pelo paciente (BIRCH e MARSHALL, 1979a).

II. 2. Metrologia Aplicada à Odontologia

Para a odontologia, a faixa de tensão aplicada para a produção de raios X varia de 40 kV a 110 kV e faixa efetiva mínima de 60 kV a 90 kV, com ânodo de tungstênio e filtração adicional de alumínio (IEC 61676, 2002). Estudos revelam que, atualmente, ligas compostas de alumínio-cobre, alumínio-zinco e placas de estanho estão sendo empregadas para a filtração adicional (GONÇALVES *et al.*, 2004; HAITER *et al.*, 2002; DEVITO, 2004).

A qualidade da imagem em radiologia diagnóstica e a dose recebida pelo paciente durante os exames radiográficos dependem de vários parâmetros associados ao feixe de raios X. O conhecimento da tensão aplicada ao tubo e a filtração total são dados importantes para simular a distribuição em energia de feixes de raios X comumente encontrados em exames radiográficos odontológicos intraorais, inclusive com as possíveis modificações no resultado da fluência em energia pela presença do paciente.

A caracterização de um feixe de raios X num determinado ponto deve englobar o conhecimento completo das grandezas físicas associadas a esse feixe e das características da radiação.

A “qualidade” de um feixe de radiação X é, geralmente, definida pela tensão aplicada ao tubo, pela filtração total e pela primeira e a segunda camadas semirredutoras.

II. 2. 1. Tensão Aplicada ao Tubo (kVp)

O kVp é um valor que representa a tensão aplicada ao tubo de raios X durante a exposição radiográfica. Ele é medido em termos da grandeza PPV – *Practical Peak Voltage*. O PPV está baseado no conceito que a radiação gerada por uma alta tensão, independente

da forma de onda, produz o mesmo contraste, que uma determinada radiação gerada por um potencial constante (KRAMER *et al.*, 1998; BAORONG *et al.*, 2000; RAMÍREZ-JIMÉNEZ *et al.*, 2004). Com esta definição, imagens obtidas com o mesmo PPV em equipamentos de raios X com diferentes tipos de retificação podem ser comparadas (BECKER *et al.*, 2003; CASSIANO *et al.*, 2008). A definição do PPV procura trazer para a medição das tensões utilizadas nos equipamentos de raios X aplicados ao diagnóstico médico um relacionamento direto entre a tensão aplicada e o contraste obtido na imagem radiográfica.

O PPV tenta harmonizar os resultados de imagem com as medições de serviços de calibrações e ensaios. Pode ser aplicado para medições invasivas ou não invasivas de tensão, além de tornar possível a digitalização da forma de onda do tubo de raios X.

A medição experimental do PPV pode ser realizada através de duas metodologias (KRAMER *et al.*, 1998; BAORONG *et al.*, 2000): a primeira é através da determinação da curva de contraste e a segunda, adotada como de referência, é realizada através da obtenção da curva de tensão. A grandeza PPV é adotada pela IEC 61676 (2002) como a grandeza a ser utilizada para medir o kVp. No mesmo documento é descrito o método para a sua determinação.

A curva de contraste é obtida através da medição da grandeza kerma no ar (ICRU 33, 1980) no ponto de teste para duas configurações: após um simulador de acrílico (fantoma) sem material atenuador e após o mesmo simulador com uma placa de alumínio (KRAMER *et al.*, 1998). O valor de contraste é obtido através da razão entre as medições de kerma no ar no ponto de teste após o simulador sem e com a adição da placa de alumínio.

Na figura II. 3 é mostrado o arranjo experimental de referência para a obtenção da curva de contraste adotada por Baorong *et al.* (2000).

$$C_{K_{ar}} = \frac{K_{ar}^{sem}}{K_{ar}^{com}} \quad (\text{II. 1})$$

onde K_{ar}^{sem} é o valor da grandeza kerma no ar para as medições sem o material atenuador e K_{ar}^{com} representa o valor de kerma no ar com a adição da placa de alumínio.

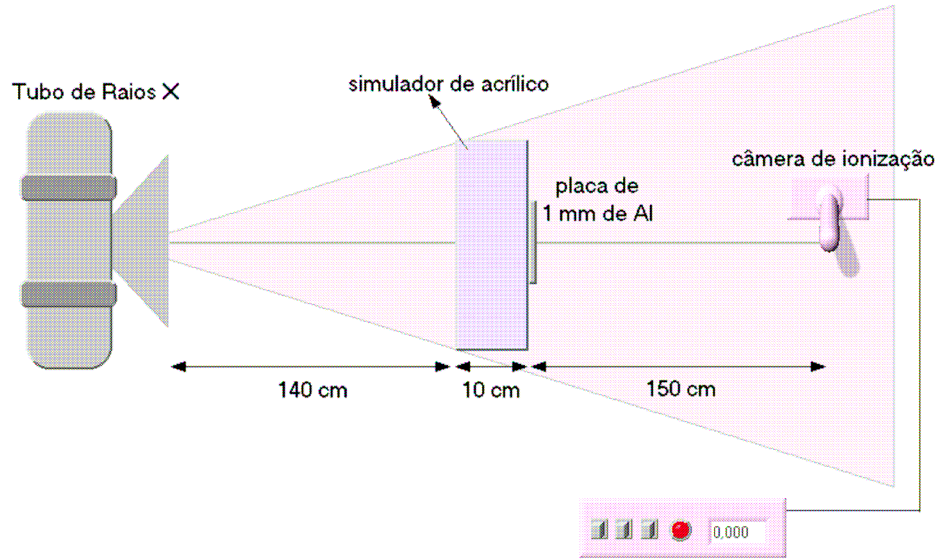


Figura II. 3: Arranjo experimental de referência para obtenção da curva de contraste (CORREA, 2005). Um fantoma de acrílico de 10 cm de espessura é posicionado distante 1,40 m do tubo de raios X e a câmara de ionização, 3 m do tubo de raios X. O material atenuador é uma placa de 1 mm de alumínio.

Através das curvas de contraste de dois equipamentos de raios X, potencial constante como referência e o em estudo, é possível converter cada valor de contraste obtido para o equipamento de raios X em estudo num valor de potencial constante correspondente ao mesmo contraste (BAORONG *et al.*, 2000; DAVIS *et al.*, 2002; BECKER *et al.*, 2003).

Para equipamentos de raios X de qualquer retificação, o PPV pode ser determinado através da obtenção da curva de alta tensão ao longo do tempo de exposição. Através da digitalização da forma de onda da tensão aplicada, o PPV é calculado pela seguinte equação (KRAMER *et al.*, 1998; BAORONG *et al.*, 2000; IEC 61676, 2002):

$$PPV = \frac{\sum_{i=1}^n p_i(U_i)U_iw(U_i)}{\sum_{i=1}^n p_i(U_i)w(U_i)} \quad [\text{kV}] \quad (\text{II. 2})$$

onde $p_i(U_i)$ é a probabilidade de encontrar, em qualquer instante de tempo, durante a exposição, um potencial U_i , pertencente ao intervalo de tensão $\left(U_i - \frac{\Delta U}{2}, U_i + \frac{\Delta U}{2}\right)$, com ΔU pequeno.

O termo $w(U_i)$ é uma função de ponderação, ajustada por dois polinômios. Para o intervalo de $20 \text{ kV} \leq U_i < 36 \text{ kV}$, $w(U_i)$ é dado por:

$$w(U_i) = \exp\{aU_i^2 + bU_i + c\} \quad (\text{II. 3})$$

com $a = - 8,646855 \times 10^{-3}$

$b = + 0,8170361$

$c = - 23,27793$

e, para o intervalo de tensão compreendido entre $36 \text{ kV} \leq U_i \leq 150 \text{ kV}$, a função $w(U_i)$ é calculada por:

$$w(U_i) = dU_i^4 + eU_i^3 + fU_i^2 + gU_i + h \quad (\text{II. 4})$$

com $d = 4,310644 \times 10^{-10}$

$e = - 1,662009 \times 10^{-7}$

$f = 2,30819 \times 10^{-5}$

$g = 1,03082 \times 10^{-5}$

$h = - 1,747153 \times 10^{-2}$

Quando a forma de onda da tensão aplicada é digitalizada a uma taxa constante, pode-se associar a cada conversão, que corresponde ao valor da alta tensão naquele intervalo de tempo, uma probabilidade de ocorrência p_i . Esta probabilidade será a mesma para qualquer conversão, uma vez que a taxa de conversão é constante. Desta forma, as probabilidades p_i são iguais para todas as tensões (correspondem a um mesmo intervalo de tempo). Com isto a equação (II. 2) fica reduzida a:

$$PPV = \frac{\sum_{i=1}^n U_i w(U_i)}{\sum_{i=1}^n w(U_i)} \quad (\text{II. 5})$$

onde U_i é o valor da tensão instantânea digitalizada. Os $w(U_i)$ são calculados conforme as equações (II. 3) e (II. 4), respectivamente e n é o número de conversões.

Com um divisor de tensão e um sistema de digitalização adequado, é possível montar um sistema de calibração para a grandeza PPV (KUBOTA *et al.*, 1991; RANALLO, 1993; BECKER *et al.*, 2002).

Existem duas técnicas para realizar a medição da tensão aplicada ao tubo de raios X: a invasiva e a não invasiva. A técnica invasiva é recomendada pela norma IEC 61676 (2002) como técnica de medição de referência para ajuste de equipamentos de raios X e calibração de medidores não invasivos. A técnica invasiva prioriza o uso de divisores de tensão, que para se efetuar a medição há a necessidade de desmontagem dos cabos de alta tensão do equipamento de raios X para o seu acoplamento.

Os medidores invasivos são fundamentais para os laboratórios de calibração e ensaios, fabricantes de aparelhos de raios X e para os serviços de manutenção e conserto de equipamentos de raios X, porém, eles não são práticos. Além da necessidade de desmontagem do equipamento de raios X, muitas vezes os cabos de adaptação não são disponíveis, uma vez que os fabricantes de raios X não utilizam os mesmos conectores (ARCAL, 2000).

Nos programas de controle de qualidade em radiologia diagnóstica, os testes devem ser simples e rápidos. Para tanto, os medidores de kVp mais adequados são os medidores de tensão não invasivos (PEIXOTO *et al.*, 2001). Neste caso, as medições da tensão aplicada ao tubo são realizadas de maneira indireta, através do feixe de radiação produzido.

A padronização em radiologia diagnóstica requer que a tensão aplicada ao tubo de raios X seja expressa em termos da grandeza PPV, quer por medições invasivas ou não invasivas (IEC 61267, 2005; IAEA, 2007).

II. 2. 2. Filtração Total, Primeira e Segunda Camadas Semirredutoras

A filtração total (inerente + adicional) deve ser tal que absorva parte do feixe de raios X de baixa energia, pois parcela desses feixes fornece doses altas na pele do paciente sem contribuir para a obtenção da imagem radiográfica.

O feixe de raios X de um aparelho dentário consiste em fótons de muitos comprimentos de ondas diferentes (radiação heterogênea ou policromática). Para realizar a medição da qualidade de um feixe de raios X heterogêneo é usado um método de mensuração denominado camada semirredutora.

A camada semirredutora – CSR (ou comumente utilizado na língua inglesa como *half value-layer* – HVL) é definida como a espessura de um material absorvedor que reduz à metade a intensidade ou a energia de um feixe de radiação incidente. Geralmente, a CSR é medida em milímetros de alumínio de elevada pureza. Este valor representa a qualidade média ou capacidade de penetração do feixe de raios X. Quando um feixe de raios X heterogêneo e um monocromático (ou monoenergético) possuem o mesmo valor da CSR, os dois feixes têm qualidades radiográficas semelhantes.

Feixes monocromáticos possuem fótons de comprimento de onda e energia iguais. Feixes heterogêneos são classificados pelo efetivo comprimento de onda de seus fótons ou kV.

A determinação da CSR do feixe de raios X é uma maneira funcional e aceita para especificar a qualidade da radiação. Definida a quilovoltagem (kVp), a determinação da CSR fornece a filtração total existente no feixe de raios X. O resultado de pouca filtragem significa radiação desnecessária ao paciente. Por outro lado, em alguns casos, CSR elevada, pode reduzir o contraste da imagem e, como consequência, possíveis perdas de informação no diagnóstico (GHILARDI NETTO, 1998).

Quanto maior a CSR, mais penetrantes serão as radiações de um feixe heterogêneo, isto é, os fótons possuem maior energia e menor comprimento de onda. Estes raios X são chamados de radiações duras. Quando os raios X moles (comprimento de onda maior) são filtrados de um feixe, diz-se que o feixe está sendo endurecido.

A CSR é uma característica importante inerente ao feixe de radiação. A segunda CSR é a espessura necessária para reduzir à metade a intensidade ou a energia do feixe após passar pela primeira CSR. A razão entre a primeira e a segunda CSR fornece o coeficiente de homogeneidade – CH. Quando um feixe é heterogêneo, o material introduzido como primeira CSR “endurecerá” o feixe, tornando a segunda CSR maior. Logo, quanto maior a CSR, mais monoenergético um feixe será.

A metrologia em radiologia diagnóstica depende de muitos parâmetros físicos, uma vez que a resposta dos instrumentos de medição possui uma forte dependência energética, em especial, na faixa de energia de poucos kVp a 150 kVp. Dessa maneira, a implantação de feixes padronizados para a radiologia diagnóstica dentária visa oferecer uma possibilidade consistente de calibração para cada tipo de instrumento empregado com um

espectro de radiação que seja o mais próximo possível do feixe utilizado nas clínicas e consultórios odontológicos.

A instrumentação para medições da dose em radiologia diagnóstica dentária deve ser testada e calibrada o mais próximo possível das condições de seu uso na prática. Portanto, é de suma importância que as qualidades de radiação dos feixes de raios X utilizados em diagnósticos dentários sejam bem determinadas de forma que possam simular o feixe aplicado nas clínicas bem como a atenuação proveniente do paciente, levando em consideração os parâmetros que caracterizam a fluência em energia.

Os raios X usados em odontologia precisam ter a capacidade de penetrar os tecidos dentários. O dente é um órgão de massa dura com tecidos calcificados; é constituído por esmalte, dentina, cemento e polpa (popularmente chamada de nervo). A figura II. 4 apresenta os principais componentes do dente.



Figura II. 4: Componentes do dente. O esmalte é o segundo mineral mais duro da natureza.

II. 3. Códigos de Simulação Radiográfica

A modelagem computacional pode ser utilizada com sucesso como uma ferramenta de auxílio aos métodos experimentais em diferentes aplicações na área da saúde, sendo uma alternativa em situações onde avaliações experimentais são consideradas inviáveis ou inadequadas ou apresentarem riscos desnecessários à vida ou à saúde (ULLMAN *et al.*,

2005; HAYES, 2003; SHISHKINA *et al.*, 2005). Simulações de processo radiográfico são úteis por inúmeras razões, dentre as quais, pode-se destacar:

- i) Uma simulação acurada permite uma comparação entre resultados modelados e experimentais.
- ii) Simulações podem ajudar num melhor entendimento sobre o efeito dos parâmetros radiográficos, como posição e tamanho da fonte, energia, tipo de detectores etc na qualidade da imagem final.
- iii) Simulações podem auxiliar na correção de efeitos indesejáveis (não ideais) observados em imagens radiográficas, servindo como uma ferramenta valiosa no planejamento de experimentos; dessa maneira, as simulações permitem que o sistema como um todo seja otimizado, representando um ganho significativo em termos de tempo, custo e flexibilidade.

Nos últimos anos um número considerável de códigos de simulação radiográfica vem crescendo. A maioria destes códigos trata da representação geométrica do objeto de interesse em teste. A formação da imagem simulada é outro ponto destacado por estes códigos. Grande parte deles utiliza diferentes meios para gerar o feixe primário de radiação, reproduzir a interação da radiação com o objeto de interesse e reconstruir a imagem simulada. A imagem final é formada com base em diferentes aproximações que vão desde a utilização de correlações semiempíricas a simulações de detectores ideais, incluindo tratamentos especiais para a radiação espalhada. Outro aspecto comum entre os códigos de simulação de imagens radiográficas existentes é a utilização de interfaces amigáveis para o usuário, permitindo que qualquer usuário consiga produzir simulações radiográficas (INANC e GRAY, 1989; XU *et al.*, 1999; SOUZA *et al.*, 2008; INANC, 2007; GRAY *et al.*, 1989; INANC e GRAY, 1997; CORREA, 2009).

No cenário de modelagem computacional, um dos mais antigos códigos de simulação radiográfica é o XRSIM – *X-Ray SIMulator* (GRAY, 1988). Este código foi criado com a finalidade de simular ensaios radiográficos com raios X, permitindo ao usuário configurar vários parâmetros, como posição e orientação do objeto, filme e parâmetros relacionados ao tubo de raios X. O XRSIM possui um banco de dados interno que reproduz o espectro de energia de raios X de diferentes equipamentos com a geração do feixe de radiação e interação da radiação com a matéria baseada em métodos

determinísticos. As imagens são visualizadas em uma interface gráfica constante no código (XU *et al.*, 1994). As primeiras versões do código não quantificavam o efeito de espalhamento nas imagens, porém, as versões atuais aplicam fatores de *build-up* para a introdução de efeitos de espalhamento.

Bell (1991) desenvolveu um código baseado no método de Monte Carlo para simular o processo radiográfico. Este código contempla o processo de atenuação e a fonte é modelada como uma coleção de fontes pontuais. Descrições detalhadas de outros códigos de simulação radiográfica podem ser encontradas em Souza (2008).

A maioria dos códigos de simulação radiográfica existentes limita-se a modelar a absorção fotoelétrica dos fótons e atenuar o feixe primário somente através da absorção fotoelétrica. Muitos códigos aplicam fatores de correção para espalhamento, porém, estes fatores falham ao prever a distribuição não homogênea da radiação espalhada na imagem final. Os códigos que utilizam o método de Monte Carlo mostram-se extremamente lentos, principalmente na modelagem do efeito de espalhamento.

Outro inconveniente em relação aos códigos de simulação radiográfica é que eles são caros e específicos para as respectivas simulações; dessa maneira, inviabiliza sua utilização no estudo de outras aplicações das radiações ionizantes. Como solução alternativa para este problema, muitos países tem optado por adotar os códigos de propósitos gerais.

Código de propósito geral é a denominação utilizada para os códigos destinados ao estudo das diferentes aplicações das radiações ionizantes. O método de Monte Carlo tem sido empregado como base para a construção de diferentes códigos, devido ele conseguir reproduzir praticamente todos os processos de interação da radiação com a matéria e, também, pela própria natureza estocástica da emissão da radiação. De uma forma bastante ampla, o método de Monte Carlo é definido como sendo o estudo de simulação para obtenção de aproximações de variáveis de interesse, visando reproduzir, em um ambiente controlado, o que se passa no mundo real. São extensamente utilizados em diversas áreas de pesquisa, notadamente na geração de cenários probabilísticos, na simulação de sistemas físicos complexos, na validação de modelos probabilísticos, em projetos de reatores nucleares, em radioterapia para tratamento de câncer, nos cálculos acoplados de nêutrons e fótons para caracterizar a radiação ambiental em um reator nuclear, nos cálculos de

criticalidade em sistemas multiplicativos, em cálculos de fluência em vasos de pressão, em cálculos de eficiência de detectores de radiação, na simulação de sistemas biológicos (incluindo o corpo humano) para aplicações em radioterapia, radiodiagnóstico e medicina nuclear.

Dentre os códigos que utilizam o método de Monte Carlo, destacam-se quatro códigos de propósitos gerais avaliados no domínio público e amplamente validados em todo o mundo: EGS4 (NELSON *et al.*, 1985), PENELOPE (SALVAT *et al.*, 2003), GEANT (BRUN *et al.*, 1987) e MCNP (BRIESMEISTER, 1997). Os três primeiros códigos citados não possuem uma função específica para a modelagem de ensaios radiográficos.

II. 3. 1. O Código MCNP

O código MCNP – *Monte Carlo N-Particle* (BRIESMEISTER, 1997) originalmente desenvolvido no *Los Alamos National Laboratory* – LANL, durante o Projeto Manhattan, na década de 1940, pode ser utilizado para o transporte individual de nêutrons, fótons e elétrons ou no transporte acoplado de nêutrons, fótons e elétrons, incluindo a capacidade de calcular constantes de multiplicação para sistemas críticos. Os nêutrons são simulados com energias entre 10^{-11} a 100 MeV; os fótons, com energias entre 1 keV a 100 GeV e os elétrons são simulados com energias entre 1 keV a 1 GeV. O MCNP trata uma configuração tridimensional arbitrária de materiais em células limitadas por superfícies de primeiro e segundo grau e toróides elípticos de quarto grau além de possuir a capacidade de segmentar a geometria de irradiação em estruturas de voxels. Apesar de ser muito versátil e de interface amigável para o usuário, as primeiras versões do MCNP não são tão eficientes quanto o código EGS4 no transporte de partículas em problemas com geometrias formadas por um grande número de células, tais como fantasmas em voxels e, também, no transporte de fótons de alta energia. Adicionalmente, aplicações primitivas em modelagem de ensaios radiográficos mostraram-se extremamente lentos (PEPLOW e VERGHESE, 2000). Todavia, avanços obtidos nas versões mais recentes deste código, o MCNP5 e, principalmente, o MCNPX – *Monte Carlo N-Particle eXtended*, como por exemplo, comandos específicos para simulação de ensaios radiográficos, tem feito do MCNP uma ferramenta em potencial e promissora para o estudo de parâmetros que possam influenciar a

qualidade de ensaios radiográficos. O código MCNP será adotado neste trabalho. A seguir são descritas com mais detalhes o código MCNP com suas versões mais atuais.

A utilização do código MCNP é conveniente pelos seguintes motivos:

- 1) Não é necessário alterar o código fonte. Todas as distribuições de fonte, distribuições para energia, tempo, posição, direção, assim como superfícies ou células de onde as radiações são emitidas podem ser definidas em um arquivo de entrada. O usuário não precisa ter conhecimento de linguagens de programação, tais como FORTRAN, MORTRAN, C⁺⁺ etc.
- 2) O MCNP possui ferramentas muito poderosas para a definição de geometrias.
- 3) O usuário pode fazer modificações na forma como as histórias são analisadas, utilizando uma variedade de comandos, assim como corrente de partículas, fluxo de partículas e deposição de energia.
- 4) O usuário pode obter no arquivo de saída um sumário do problema. Isto permite uma melhor compreensão da física do transporte de Monte Carlo e a localização de erros.
- 5) O MCNP possui resultados normalizados e incertezas estatísticas relativas.

As três maiores versões do código MCNP em uso hoje são: MCNP4C, MCNP5 e MCNPX. O código MCNP4C é a base dos códigos MCNP5 e MCNPX. Este código é um programa inicialmente utilizado para simular nêutrons, fótons e elétrons nos seguintes intervalos de energias: nêutrons: de 10^{-11} MeV a 100 MeV; fótons: de 1 keV a 100 GeV e elétrons: de 1 keV a 1 GeV (BRIESMEISTER, 2000). O MCNP4C pode ser utilizado para diferentes modos de transporte: somente nêutrons ou somente fótons ou somente elétrons ou transporte combinado de nêutrons e fótons, onde os fótons são produzidos pelas interações dos nêutrons, nêutron/fóton/elétron, fóton/elétron ou elétron/fóton. Para nêutrons, todas as reações dadas em uma seção de choque particular são quantificadas. Nêutrons térmicos são descritos por ambos os modelos de gás livre e de espalhamento $S(\alpha,\beta)$. O modelo de tratamento de nêutrons térmicos $S(\alpha,\beta)$ é uma representação completa do espalhamento de nêutrons térmicos por moléculas e sólidos cristalinos.

Para fótons, o código considera espalhamento coerente e incoerente, a possibilidade de ocorrência de fluorescência após absorção fotoelétrica, absorção em produção de pares com emissão local de radiação de aniquilação e radiação de freamento (*bremstrahlung*).

O transporte de elétrons inclui pósitrons, raios X de captura K e *bremstrahlung*; porém, não inclui campos externos ou autoinduzidos. Outras características importantes que fazem do MCNP4C ser muito versátil e fácil de ser usado incluem poderosos comandos para geração do termo fonte, fontes para cálculo de criticalidade, fontes superficiais e fontes inseridas em células volumétricas, recursos para visualização da geometria de irradiação e arquivos de saída; uma rica coleção de técnicas de redução de variância, uma extensiva coleção de bibliotecas de seção de choque e uma estrutura flexível para cálculo das grandezas de interesse. Apesar da versatilidade, o código MCNP4C é limitado para modelar problemas com geometrias que contenham um grande número de células (XU *et al.*, 2000).

O código MCNP5 é uma versão reescrita do MCNP4C (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003). Este código inclui aperfeiçoamentos na física de transporte de fótons, adição de novas técnicas de redução de variância, novas opções de termos fonte e aperfeiçoamento no suporte para utilização do código em paralelo; porém, ele leva em consideração as principais características da versão MCNP4C. O código MCNP5 possui comandos específicos para simulação de imagens radiográficas – os comandos FIR, TIR e FIP. Adicionalmente aos comandos específicos, o MCNP5 permite a visualização de geometrias em 2D e 3D através de um programa gráfico denominado *Visual Editor – Vised* (CARTER e SCHWARZ, 2005).

O código MCNPX (PELOWITZ, 2005) é uma combinação do código MCNP4C com o código de transporte e interação de nucleons, píons, múons, íons leves e antinucleons em geometrias complexas *Los Alamos High-Energy Transport – LAHET* (PRAEL e LICHTENSTEIN, 1989). O MCNPX possui todas as capacidades dos códigos MCNP4C e MCNP5 além da capacidade de transportar trinta e quatro novos tipos de partículas (prótons, íons leves etc), expansão da faixa de energia das partículas simuladas e contemplação das características que muitas comunidades científica e médica julgam ser importantes em códigos de modelagem computacional. No código MCNPX, novos modelos físicos de simulação, técnicas de redução de variância e novas técnicas de análise de dados foram implementadas além de atualizações das bibliotecas de seção de choque (PELOWITZ, 2005).

O código MCNPX utiliza um conjunto de detectores pontuais (comando F5) para a geração da imagem nas simulações de ensaios radiográficos (PELOWITZ, 2005). Um detector pontual é um estimador determinístico da fluência em um ponto no espaço. Para cada partícula da fonte e cada evento de colisão, uma estimativa determinística da contribuição da fluência é feita no ponto detector (PELOWITZ, 2005). Para descrever, de maneira simplificada, este tipo de comando, considere que os cálculos estão sendo produzidos em um meio uniforme. Suponha que uma partícula de energia E e peso W , proveniente de uma fonte isotrópica seja liberada a uma distância R do detector pontual. A metodologia utilizada pelo MCNPX diz que a contribuição $\delta\Phi$ para a fluência no detector pontual é dada por:

$$\delta\Phi = \frac{W}{4\pi R^2} e^{-\mu(E)R} \quad (\text{II. 6})$$

onde $\mu(E)$ é o coeficiente de interação linear para a partícula de energia E .

Note que $\frac{1}{4\pi}$ por esterorradiano é a distribuição angular de uma fonte isotrópica pontual.

Suponha, agora, que uma colisão ocorra a uma distância R do ponto detector e, para alcançar o ponto detector, um ângulo de espalhamento θ_s seja requerido. Aqui, E é a energia da partícula após a colisão e W é seu peso. Se $\mu(E, \theta_s)$ é o coeficiente de interação linear por esterorradiano para espalhamento em ângulos θ_s , $\frac{\mu(E, \theta_s)}{\mu(E)}$ é a probabilidade por esterorradiano para espalhamentos em θ_s . A atenuação geométrica permanece como $\frac{1}{R^2}$ e a contribuição $\delta\Phi$ para a fluência no ponto detector é dada por (PELOWITZ, 2005):

$$\delta\Phi = \frac{W\mu(E, \theta_s)}{\mu(E)R^2} e^{-\mu(E)R} \quad (\text{II. 7})$$

Se R tender a zero, o fluxo se aproxima do infinito, causando uma singularidade que faz a variância teórica desse estimador ser infinita. A solução para este problema é dada

colocando o ponto detector em uma região de vácuo, evitando colisões na proximidade do detector pontual.

Todas as modelagens deste trabalho foram desenvolvidas utilizando o código MCNPX.

II. 4. Programa TASMIP

Modelos espectrais tem sido usados, extensivamente, nas simulações de interações de feixes de raios X e em sistemas de imagens. Modelos semianalíticos (BIRCH e MARSHALL, 1979b; TUCKER *et al.*, 1991a; TUCKER *et al.*, 1991b) vem sendo empregados, particularmente, em simulações de diagnósticos médicos e cálculos de dose nos Estados Unidos e Europa. A estimativa exata dos espectros de raios X é útil em diversas aplicações além de introduzir possíveis fatores de correção nos aparatos de endurecimento de feixes.

O programa *Tungsten Anode Spectral Model using Interpolating Polynomials* – TASMIP foi criado para gerar espectros de raios X com intervalos de 1 keV para a faixa de tensão que vai de 30 kV a 140 kV (BOONE e SEIBERT, 1997). A característica principal e superior do TASMIP perante outros programas de geração de espectros é que ele é totalmente empírico e interpola medições de espectros de potencial constante publicados por Fewell *et al.* (1981). O TASMIP fornece espectros de diferentes tipos de geradores de tubos de raios X. Esse algoritmo vem sendo utilizado para desenvolver uma estimativa precisa da fluência de fótons de uma variedade de feixes de raios X (MEYER *et al.*, 2004; AY *et al.*, 2005). Ele usa interpolação polinomial para calcular os espectros de raios X para tubos com ânodo de tungstênio a partir da versão modificada dos espectros de Fewell (FEWELL e SHUPING, 1977). Essa técnica não leva em consideração nenhuma suposição física nem requer a quantificação de constantes físicas para tal. A exatidão do TASMIP depende somente da habilidade da função de interpolação polinomial para descrever o espectro como função da tensão aplicada. As várias tensões dos tubos de raios X com seus respectivos *ripples* e adição de quaisquer tipos de filtros são considerados pelo TASMIP (BOONE e CHAVEZ, 1996; BOONE e SEIBERT, 1997). Essa característica do programa TASMIP – fornecimento da forma de onda e fluência dos feixes de raios X, permite a realização de comparações qualitativas e quantitativas dos espectros gerados.

Capítulo III

Materiais e Metodologia

No presente capítulo é apresentado o arranjo experimental adotado, a modelagem computacional empregada para o desenvolvimento deste trabalho e os métodos de obtenção de resultados.

III. 1. Arranjo Experimental

A norma IEC 61676 (2002) recomenda que para radiologia odontológica a faixa efetiva mínima de tensão aplicada ao tubo de raios X varia de 60 kV a 90 kV com ânodo de tungstênio – W e filtração adicional de milímetros de alumínio – mm Al.

Apesar do LNMRI possuir um medidor invasivo de tensão estudos revelaram que ele contém conexões incompatíveis com o tubo de raios X industrial (QUARESMA, 2007; RAMOS, 2009). Portanto, este medidor não pode ser empregado neste trabalho. Já o medidor não invasivo recentemente adquirido pelo LNMRI apresentou limitações de uso logo após ser empregado nos trabalhos desenvolvidos por Ramos (2009). Quando colocado em uso novamente, este medidor começou a apresentar mensagens de erro a cada exposição do tubo de raios X e, às vezes, não apresentava nenhuma mensagem. Testes foram realizados e o problema persistiu. Acredita-se que estas mensagens se deram devido este aparelho ter sido projetado para ser usado em equipamentos clínicos, onde os valores de corrente são diferentes. Diante de restrições apresentadas para realizar as medições da grandeza PPV, optou-se por confiar nas leituras realizadas pelo multímetro acoplado na saída do tubo de raios X, cujas leituras são indicadas no painel do tubo e adquiridas pelo programa LABVIEW. Essa decisão foi tomada devido o multímetro ter apresentado boa repetitividade e reprodutibilidade nas leituras de tensão. Testes foram feitos no multímetro para verificar a possível contribuição da impedância do instrumento nos valores de leitura da tensão. O objetivo era avaliar e reduzir possíveis erros sistemáticos que poderiam influenciar no arranjo experimental. Os testes indicaram que a impedância do aparelho poderia ser considerada desprezível em relação aos valores de tensão medidos.

No arranjo experimental do LNMRI foi utilizado um equipamento industrial de raios X de fabricação Pantak Inc., EUA, modelo HF160, adaptado para uso em metrologia das radiações ionizantes com sistema gerador de potencial constante e *ripple* nominal de 0,15%. Este aparelho possui um tubo de raios X modelo MXR-160, fabricado pela Comet, Lindenfeld-Bern, Suíça, material do ânodo de tungstênio (W) fixo, ângulo de ânodo de 20°, ângulo de emissão de radiação de 40°, filtração inerente de 1 mm de berílio (Be), colimadores apropriados (cônico e circular) e filtrações adicionais necessárias. Os filtros atenuadores de alumínio possuem pureza certificada pelo fabricante *GoodFellow* de 99,999%. Na figura III. 1 está o painel do tubo de raios X do LNMRI. Os valores de tensão medidos pelo multímetro acoplado ao tubo de raios X são indicados neste painel.



Figura III. 1: Painel do tubo de raios X do LNMRI/IRD/CNEN. É um equipamento industrial adaptado para uso em metrologia das radiações ionizantes. Os valores de tensão e corrente podem ser ajustados manualmente e conferidos, respectivamente, pelos multímetros acoplados ao tubo. A corrente no tubo para este trabalho foi fixada em 10 mA, a fim de obter valores de kerma no ar próximos aos usados nas clínicas odontológicas.

O sistema dosimétrico empregado neste trabalho foi dado por uma câmara de ionização, fabricada pela *Radcal Corporation*, modelo 20x5-3, cilíndrica, volume sensível de 3 cm³ e destinada a realizar medições em feixes diretos de radiação. É o padrão nacional, recentemente calibrada no laboratório primário alemão PTB – *Physikalisch Technische Bundesanstalt*. O certificado de calibração desta câmara está no anexo **B**.



Figura III. 2: Câmara de ionização padrão nacional pertencente ao LNMRI/IRD/CNEN, rastreada ao Laboratório Primário alemão PTB.

A câmara de ionização foi acoplada ao eletrômetro da *Keithley Instruments*, modelo 6517A. Este eletrômetro possui interface IEEE 488 para conexão com o computador por meio do programa desenvolvido em LABVIEW que faz aquisição automática das leituras de carga elétrica, figura III. 3.



Figura III. 3: Eletrômetro acoplado à câmara padrão nacional do LNMRI/IRD/CNEN.

Devido à câmara não ser selada todas as medições realizadas foram corrigidas para as variações de temperatura e pressão atmosférica, pois essas grandezas influenciam, diretamente, no valor da densidade volumétrica de ar da câmara de ionização utilizada. Para tanto, foram utilizados um termômetro digital, fabricado pela americana *Hart Scientific*,

modelo 1529R, com intervalo de medição entre -50°C e $+150^{\circ}\text{C}$, precisão de $0,0025^{\circ}\text{C}$ e resolução de $0,0001^{\circ}\text{C}$, calibrado pelo LABELO/PUCRS – Laboratórios Especializados em Eletro-Eletrônica Calibração e Ensaio da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul com uma incerteza de $\pm 0,020^{\circ}\text{C}$ e um barômetro aneróide digital, fabricado pela alemã *Druck*, modelo DPI 141, com intervalo de medição entre 80 kPa e 115 kPa, precisão de 0,02% da leitura e resolução de 0,001 kPa, calibrado pelo LIT/INPE – Laboratório de Integração e Testes do Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais com uma incerteza de 0,15%, figura III. 4, conectados por interface IEEE 488 para conexão ao computador e aquisição automática de leituras pelo LABVIEW.



Figura III. 4: Instrumentos pertencentes ao LNMRI/IRD/CNEN empregados neste trabalho. (a) Termômetro digital. (b) Barômetro aneróide digital.

No LNMRI, a umidade relativa do ar foi mantida entre 40% e 70%. Dessa maneira, durante todo o processo de medição, não foi necessário fazer nenhuma correção para a umidade. A correção para as variações de temperatura e pressão atmosférica é dada por:

$$k(P, T) = \left(\frac{273,15 + T}{293,15} \right) \left(\frac{101,325}{P} \right) \quad (\text{III. 1})$$

onde T e P são os valores de temperatura, em $^{\circ}\text{C}$, e pressão, em kPa, para cada medição realizada, respectivamente. Os valores de referência de temperatura e pressão atmosférica são 20°C e 101,325 kPa.

Investigações feitas para o arranjo experimental adaptado para a instalação de medição do LNMRI e resultados apresentados por Baorong *et al.* (2000), indicavam que um fantoma de acrílico com as dimensões 10 cm x 6 cm x 6 cm atenderia à instalação. O

fantoma odontológico foi projetado e fabricado especificamente para o desenvolvimento deste trabalho com o objetivo de verificar a aplicabilidade da grandeza PPV na radiologia odontologia. A figura III. 5 apresenta o fantoma de acrílico confeccionado.

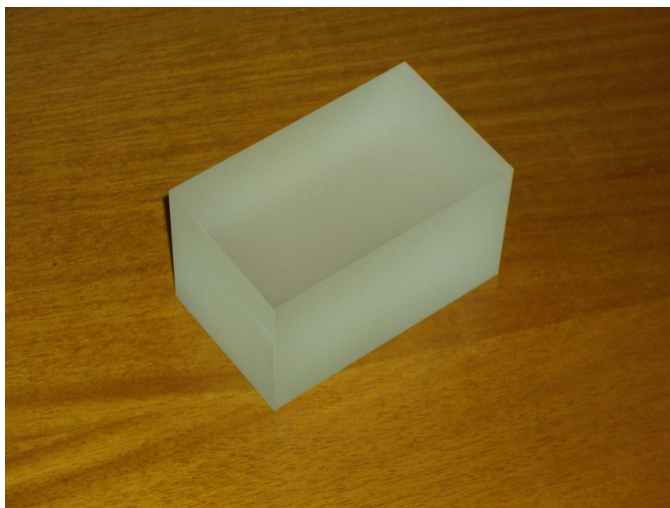


Figura III. 5: Fantoma de PMMA odontológico empregado para determinação da grandeza PPV na instalação do LNMRI/IRD/CNEN, com 10 cm x 6 cm x 6 cm.

Os valores para as dimensões do fantoma correspondem a valores normalizados de um “rosto padrão”. Faces de diferentes pessoas foram medidas e os correspondentes valores oscilavam em torno desses números. Portanto, a confecção de um fantoma odontológico cujas dimensões corresponderiam aos valores normalizados das faces medidas atende as necessidades de aproximações da realidade dos consultórios e clínicas odontológicas do país.

O esquema do arranjo experimental empregado no LNMRI está representado na figura III. 6. Essa configuração permite que o fantoma odontológico seja totalmente irradiado com um tamanho de campo de 10 cm^2 através dos colimadores fixos à saída do tubo de raios X. Essa mesma representação é adotada na modelagem computacional, através de simulações com o código MCNPX.

Esses instrumentos apresentados foram utilizados para obtenção da curva de contraste para a instalação do LNMRI. O arranjo adotado é uma adaptação para o LNMRI para radiologia odontológica, pois a maneira que foi feita à configuração original para a determinação da grandeza PPV é aplicável somente para radiologia geral.

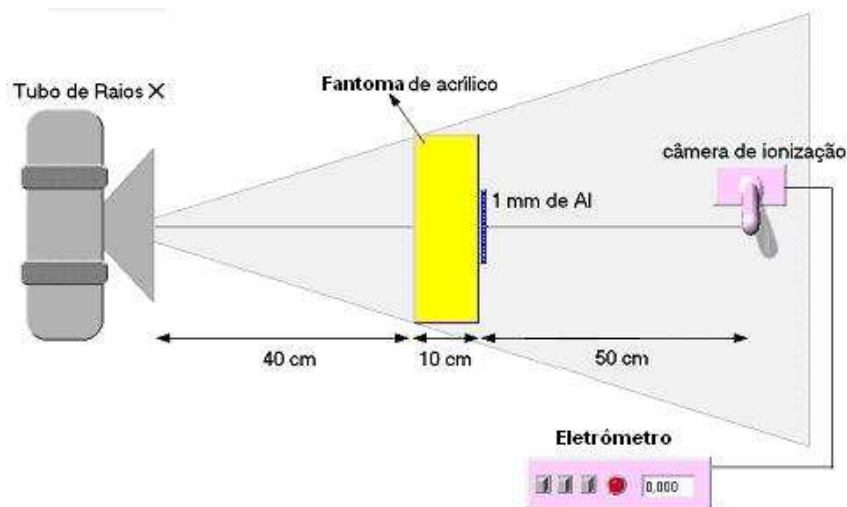


Figura III. 6: Diagrama do arranjo experimental adaptado para a instalação de medição do LNMRI/IRD/CNEN e modelado pelo MCNPX. Um fantoma de acrílico de 10 cm de espessura é posicionado distante 0,40 m do tubo de raios X e a câmara de ionização padrão nacional, 1 m do tubo de raios X. O material atenuador é uma placa de 1 mm de alumínio de elevada pureza certificada (99,999%) pelo fabricante.

Os dados obtidos para o arranjo experimental adaptado para o LNMRI foram registrados pelo programa LABVIEW, figura III. 7.



Figura III. 7: Interface do programa LABVIEW usado neste trabalho. Medições de tensão e corrente aplicadas ao tubo, temperatura, pressão atmosférica e umidade relativa do ar são adquiridas e registradas automaticamente pelo programa. O LABVIEW permite que o usuário escolha o número de medições a serem feitas.

A instalação de medição do LNMRI é constituída de uma mesa fixa automatizada, com resolução de 0,1 mm, para se movimentar com dois graus de liberdade e colimadores fixos à saída do tubo de raios X para assegurar um tamanho de campo de 10 cm² distante a

1 m da fonte, figura III. 8. Dessa maneira, alterações no arranjo experimental de referência proposto (KRAMER *et al.*, 1998; BAORONG *et al.*, 2000; RAMÍREZ-JIMÉNEZ *et al.*, 2004) para a determinação da grandeza PPV foram necessárias para as instalações do LNMRI.



Figura III. 8: Configuração da instalação de medição do LNMRI/IRD/CNEN. A instalação é constituída de uma mesa fixa automatizada com movimento em dois graus de liberdade, colimadores fixos à saída do tubo de raios X, rodas de filtros atenuadores de elevada pureza certificada.

Todavia, essas adequações para a realidade das instalações do LNMRI tornam as medições mais próximas das práticas do que é realizado nos consultórios e clínicas de radiologia odontológica em todo o país sem perder o rigor e garantia de qualidade que um Laboratório pertencente ao SSDL deve ter, ou seja, sua rastreabilidade nos resultados.

Neste trabalho cálculos experimentais e aproximações numéricas do modelo adotado serão obtidos através da determinação da curva de contraste equivalente. A curva de contraste equivalente caracteriza uma forma prática, segura e acessível na determinação do PPV.

As qualidades da radiação normalizadas para a execução deste trabalho foram consideradas pelos respectivos valores da tensão aplicada ao tubo (PPV), pois o multímetro acoplado ao tubo se mostrou repetitivo e reprodutivo nas leituras de tensão.

Para um laboratório de metrologia, a padronização de uma grandeza deve ser estabelecida por meio de padrões rastreáveis a cadeia metrológica ou por determinação de forma absoluta, seguindo normas e procedimentos internacionais ou nacionais e, posteriormente, verificadas e confirmadas por validações de modelos e métodos aplicados, conforme ISO/IEC 17025 (2006). A validação e a confirmação da metodologia adotada neste trabalho serão feitas através do código de Monte Carlo MCNPX, versão 2.5. O MCNP vem sendo considerado, pelas comunidades científica e médica, como uma ferramenta em potencial e promissora para o estudo de parâmetros que possam influenciar a qualidade de ensaios radiográficos.

III. 2. Simulação de Ensaios Radiográficos com MCNPX

O código MCNPX empregado neste trabalho utiliza um conjunto de detectores pontuais (comando F5) próximos o bastante uns dos outros para a geração da imagem, baseado no fluxo em cada ponto detector. Cada ponto detector representa um pixel da imagem. Detalhes de como se dá o processo de formação de imagem com o MCNPX pode ser encontrado em Pelowitz (2005).

III. 2. 1. Detectores Pontuais (Comando F5)

Um detector pontual é um estimador determinístico da fluência em um ponto no espaço. Para cada partícula da fonte e cada evento de colisão, uma estimativa determinística da contribuição da fluência é feita no ponto detector (PELOWITZ, 2005).

III. 2. 2. Cálculo de Kerma no Ar

Geralmente, o MCNPX calcula grandezas dosimétricas de interesse através de funções de conversão. Dessa maneira, o MCNPX pode calcular o valor de kerma no ar através do comando F5 e utilizando funções de conversão de fluência para kerma (comando DE/DF). O comando DE/DF permite correlacionar os dados obtidos na simulação com outras grandezas de interesse. O termo DF corresponde a uma função resposta de um material específico para energias DE da radiação incidente, em MeV, onde cada resultado da simulação (fluência) é multiplicado por um valor da função de conversão DF correspondente à energia DE da radiação incidente.

Neste trabalho, todas as simulações foram rodadas pelo tempo (ctme). O critério adotado para verificação dos resultados foi que a flutuação estatística associada ao resultado do *tally* (F5) fosse menor que 0,05 (5%), que é o sugerido pelo manual do MCNP. Dessa maneira, os programas só eram finalizados quando a flutuação estatística fosse menor que 5%.

O *tally* F5 foi usado, pois a estatística de fótons na região onde se queria medir a grandeza desejada era muito baixa. Para tanto, o comando do MCNP mais indicado para registrar fluência, fluxo etc. nestas condições é o comando F5. Vale ressaltar que não foi utilizado o *tally radiography* e sim, apenas o comando F5. Isto quer dizer que, neste trabalho, imagens não foram simuladas.

A flutuação associada aos resultados do MCNP (erro relativo em comparação às medições experimentais) não são considerados “erros” ou “desvios” dos resultados. Eles são critérios de confiabilidade baseados em testes de hipóteses que o MCNP faz para verificar se o número de histórias simuladas foi suficiente para reproduzir o transporte de radiação na geometria simulada. Algumas pessoas chamam esta flutuação de erro ou desvio, mas não é isto que está no manual do MCNP. Dessa maneira, os resultados apresentados pelas simulações serão acompanhados de suas respectivas diferenças percentuais.

III. 3. Espectros de Energia

As distribuições em energia de raios X utilizadas como parâmetros de entrada para simulação dos feixes de radiação foram obtidas através do *software* TASMIP utilizando ânodo de tungstênio e tensões aplicadas ao tubo variando de 40 kV a 100 kV. Os espectros de energia foram fornecidos em intervalos de energia de 10 kV. A filtração no feixe de radiação foi considerada de 1 mmBe.

A geometria de irradiação modelada foi dada pela figura III. 6. Um arquivo de entrada do código MCNP foi desenvolvido para calcular o kerma no ar incidente no detector de imagem. Para obter valores de kerma no ar, um detector pontual (comando F5) foi posicionado alinhado com o eixo central do feixe de radiação a 50 cm do fantoma de acrílico. Fatores de conversão DE/DF, fornecidos pela ICRP 51 (1987), foram usados para

converter fluxo em kerma no ar. O filtro atenuador (1 mm de Al) foi modelado de modo que ele cobrisse toda a área do fantoma voltada para o detector pontual.

Para a verificação da metodologia adotada neste trabalho, simulações para obtenção do contraste de um dente, com densidade $\rho = 2,10 \text{ g cm}^{-3}$, foram feitas. O dente modelado foi representado pela composição química da dentina, apresentada por Shishkina *et al.* (2005). Nesta etapa da simulação, o filtro atenuador foi substituído por um cubo de 1 cm^3 de dentina (dente) no arranjo experimental modelado.

Capítulo IV

Resultados e Discussão

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados obtidos.

IV. 1. Rastreabilidade da Câmara

Para assegurar que os valores medidos pela câmara de ionização fossem rastreáveis a cadeia metrológica internacional, foi solicitada a calibração da câmara padrão nacional do LNMRI ao Laboratório Primário alemão *Physikalisch Technische-Bundesanstalt* – PTB.

Conforme o certificado emitido pelo PTB, a câmara foi calibrada em termos da grandeza kerma no ar em um tubo de potencial constante, posicionada a 1 m da fonte, com a faixa branca da sua haste voltada para a direção da radiação incidente, com o ponto de referência dado pelo seu centro geométrico e passando pelo feixe central da radiação. O efeito da corrente de fuga foi eliminado por correções apropriadas.

O valor da grandeza kerma no ar, K_{ar} , da câmara padrão nacional do LNMRI, foi obtido pela seguinte equação.

$$K_{ar} = N_K \cdot M \cdot k_{RQR} \cdot k_p \quad [\text{Gy}] \quad (\text{IV. 1})$$

onde N_K é o coeficiente de calibração, M representa os valores de leitura da câmara, k_{RQR} indica os fatores de correção para as qualidades da radiação RQR e k_p significa o fator de correção para a densidade do ar, considerando os respectivos valores de temperatura e pressão ambientais de referência (20 °C e 101,325 kPa).

O coeficiente de calibração foi definido pela razão do valor verdadeiro convencional – VVC da grandeza medida e o valor indicado pela câmara, em Gy C^{-1} . O coeficiente de calibração para a qualidade da radiação de referência, RQR5, é de $N_K = 1,032 \times 10^7 \text{ Gy C}^{-1}$ com uma incerteza associada de 0,77% ($k=2$). Na tabela IV. 1 estão indicados os resultados obtidos para a calibração da câmara padrão nacional do LNMRI. As colunas da tabela representam as qualidades da radiação (RQR), os valores de tensão correspondentes às qualidades, os fatores de correção para cada qualidade da radiação (k_{RQR}) e os valores da

taxa de kerma no ar aplicada a radiologia odontológica. O certificado de calibração da câmara de ionização encontra-se no anexo **B**.

Tabela IV. 1: Resultados obtidos com a calibração da câmara padrão nacional do LNMRI/IRD/CNEN ao Laboratório Primário alemão PTB.

Qualidades da Radiação	Tensão (kV)	\dot{K}_{ar} (mGy/min)	k_{RQR}
RQR2	40	9,36	1,017
RQR3	50	25,62	1,011
RQR4	60	23,34	1,005
RQR5	70	22,07	1
RQR6	80	21,22	0,996
RQR7	90	20,80	0,992
RQR8	100	20,27	0,989

IV. 2. Levantamento da Qualidade do Feixe

As qualidades da radiação normalizadas para este trabalho foram dadas em termos da exatidão da tensão aplicada ao tubo de raios X, visto que os valores de tensão nominal e os valores médios (média aritmética de cinco medições) fornecidos pelo voltímetro acoplado à saída do tubo ficaram muito próximos, com diferenças percentuais muito pequenas. Isto reforça e confirma que a decisão de considerar os valores indicados no painel do tubo de raios X estava correta, em se tratando de um tubo de potencial constante e, conseqüentemente, não comprometeria os resultados das etapas seguintes. A tabela IV. 2 mostra os valores de tensão nominal e medidos pelo voltímetro para obtenção dos valores da grandeza kerma no ar (determinação da curva de contraste equivalente). Na segunda coluna estão indicados os valores de tensão para o fantoma odontológico sem a presença do filtro atenuador (placa de 1 mm de Al), a terceira coluna corresponde aos valores de tensão para às irradiações do mesmo fantoma com o material atenuador e a quarta coluna apresenta a diferença percentual dos respectivos valores de tensão medidos.

Para a padronização do LNMRI, na grandeza kerma no ar, para serviços de calibração em radiologia odontológica, a exatidão do valor de tensão aplicada ao tubo de raios X é um dos parâmetros exigidos pela Portaria 453 (MS, 1998), recomendado pela norma IEC 61267 (2005) e aceito pelo código de prática recentemente publicado pela IAEA (IAEA, 2007). A tabela IV. 2 revela que uma das principais características das

qualidades da radiação foi satisfatoriamente obtida, com diferenças percentuais menores que 0,15% para cada valor de tensão medido. Vale ressaltar que estes valores foram obtidos com feixes diretos, sem filtração adicional e a câmara padrão nacional posicionada ao eixo central da saída do feixe a 1 m de distância do tubo de raios X.

Tabela IV. 2: Valores de tensão, em kV, do tubo de raios X do arranjo experimental para determinação da grandeza kerma no ar, K_{ar} , no LNMRI/IRD/CNEN. Neste arranjo um fantoma odontológico de 10 cm foi irradiado sem e com o material atenuador. O material atenuador foi uma placa de alumínio com 99,999% de pureza certificada.

Nominal (kV)	Sem Material Atenuador (kV)	Com Material Atenuador (kV)	Diferença Percentual (%)
40	40,00786 ± 0,00034	40,00792 ± 0,00019	0,01
50	50,03700 ± 0,00050	50,03766 ± 0,00090	0,13
60	60,05958 ± 0,00022	60,06028 ± 0,00066	0,12
70	70,03660 ± 0,00020	70,03692 ± 0,00054	0,05
80	80,06652 ± 0,00080	80,06670 ± 0,00043	0,02
90	90,08623 ± 0,00145	90,08555 ± 0,00064	0,08
100	100,06140 ± 0,00079	100,06100 ± 0,00098	0,04

IV. 3. Determinação da Grandeza Kerma no Ar

Com o arranjo experimental adaptado às instalações do LNMRI (figura III. 6), foram realizadas as medições de tensão, temperatura, pressão atmosférica e carga elétrica devidamente adquiridos e registrados automaticamente pelo LABVIEW. De posse desses valores e dados fornecidos pelo certificado de calibração da câmara, os cálculos para a determinação da grandeza kerma no ar foram feitos.

Com os valores do kerma no ar para ambas as configurações (irradiações do fantoma odontológico sem e com material atenuador), pode-se, então, determinar a curva de contraste equivalente, através da razão do kerma sem e com atenuador (equação II. 1). Os resultados obtidos para a curva de contraste, para o arranjo do LNMRI, do fantoma odontológico estão indicados na figura IV. 1.

A figura IV. 1 revela que a forma da curva de contraste equivalente para a determinação da grandeza PPV em aplicações odontológicas se comportou de maneira similar à curva gerada para a radiologia geral proposta por Kramer *et al.* (1998) e Baorong *et al.* (2000), isto é, o contraste decresceu com o aumento da tensão aplicada ao tubo de

raios X. Isto significa que o modelo proposto adaptado para a instalação de medição do LNMRI em radiologia odontológica é válido para a determinação da grandeza PPV, o que implica que o LNMRI está desempenhando seu papel na disseminação de uma grandeza associada a um dos parâmetros de qualidade da radiação.

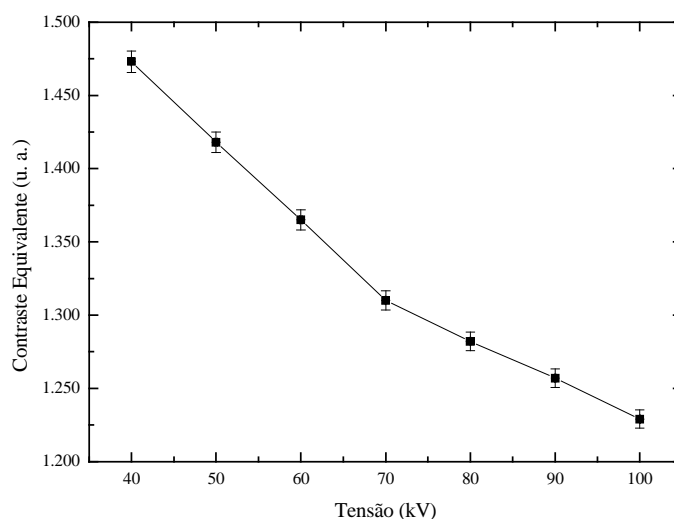


Figura IV. 1: Curva de contraste equivalente para o fantoma odontológico de 10 cm de espessura e filtro atenuador de 1 mm de Al. Essa curva é correspondente às medições realizadas na instalação do LNMRI/IRD/CNEN.

Vale lembrar que a configuração do LNMRI possui algumas particularidades em relação à configuração empregada pelos autores citados anteriormente. A tabela IV. 3 mostra as principais características de cada arranjo experimental adotado.

Tabela IV. 3: Características dos arranjos experimentais adotados na determinação da grandeza kerma no ar, K_{ar} , para aplicações de radiologia odontológica.

Aspectos	LNMRI	Baorong <i>et al.</i> (2000)
Aplicação	Especificado	Não especificado
Fonte-câmara	1 m	3 m
Fantoma	10 cm x 6 cm x 6 cm	10 cm x 20 cm x 20 cm
Material do fantoma	PMMA	PMMA
Fonte-fantoma	0,40m	1,40m
Tamanho de campo	10 cm ²	–
Material atenuador	1 mm de Al	1 mm de Al
Pureza do filtro	99,999%	–
Tipo de câmara	Cilíndrica	Esférica
Volume sensível da câmara	3 cm ³	–

Um ponto importante é que tanto a câmara do LNMRI quanto a câmara de ionização utilizada por Baorong *et al.* (2000) para a geração da curva de contraste equivalente tem suas rastreabilidades dadas pelo mesmo Laboratório Primário, o PTB.

IV. 4. Modelagem Computacional

Através do código MCNPX todo o arranjo experimental para a determinação dos valores da grandeza kerma no ar foi modelado. As distribuições em energia de raios X utilizadas como parâmetros de entrada para a simulação dos feixes de radiação foram obtidas através do *software* TASMIP. Os valores de kerma foram calculados através de detectores pontuais (comando F5) e de fatores de conversão DE/DF, fornecidos pela ICRP 51 (1987).

IV. 4. 1. Validação do Modelo Proposto

A validação do modelo foi dada pela determinação da curva de contraste equivalente. Os resultados obtidos foram comparados com os dados modelados e experimentais. O contraste equivalente é calculado pela razão do kerma no ar de um fantoma de acrílico sem e com o material atenuador (equação II. 1). O filtro atenuador foi dado com a introdução de uma placa de 1 mm de Al sobre o fantoma irradiado, tanto na parte experimental quanto na simulação. O esquema do arranjo experimental empregado está representado pela figura III. 6. A tabela IV. 4 apresenta os valores do contraste equivalente experimentais e os modelados. A diferença percentual foi determinada considerando o valor experimental como valor verdadeiro convencional – VVC.

Tabela IV. 4: Contraste equivalente do fantoma odontológico com filtro atenuador de 1 mm de Al.

Tensão Nominal (kV)	Contraste Equivalente		Diferença Percentual (%)
	Experimental	MCNPX	
40	1,473 ± 0,070	1,392	5,5
50	1,418 ± 0,054	1,286	9,3
60	1,365 ± 0,040	1,231	9,8
70	1,310 ± 0,090	1,197	8,6
80	1,282 ± 0,020	1,171	8,6
90	1,257 ± 0,030	1,153	8,3
100	1,229 ± 0,035	1,139	7,3

Os resultados obtidos na tabela IV. 4 revelam que os valores de contraste equivalente experimentais e os modelados pelo código MCNPX apresentaram diferenças percentuais menores que 10% para toda a faixa de energia considerada. Estes valores indicados para as diferenças percentuais validam a simulação para todo o arranjo adotado para o LNMRI. Em outras palavras, a modelagem computacional empregada para o arranjo experimental adaptado para a instalação de medição do LNMRI serviu para verificar e confirmar a aplicabilidade da grandeza PPV direcionada à radiologia odontológica. Em conversas com profissionais da área foi revelado que as avaliações feitas em práticas de radiologia com diferenças radiográficas menores que 20% são consideradas aceitáveis para fins de diagnóstico.

IV. 4. 2. Calibração em PPV

Nesta etapa da modelagem foi necessário, primeiramente, selecionar os principais tipos de tubos de raios X usados, rotineiramente, nas aplicações de radiologia odontológica. Constatou-se que os tubos de raios X odontológicos comercializados no Brasil são do tipo monofásico.

Para tanto, dois tubos de raios X foram modelados: um monofásico com *ripple* de 100%, simulando um típico aparelho de raios X odontológico e, um outro, de potencial constante e sem *ripple*, correspondente ao tubo de raios X do LNMRI. Os espectros de ambos os tubos foram fornecidos pelo programa TASMIP. Dessa maneira, buscou-se adequar os espectros dos respectivos tubos de forma a encontrar valores bem próximos do contraste do fantoma de acrílico com o material atenuador de 1 mm de Al, pois os dados experimentais foram considerados como VVC. Esse processo foi denominado de calibração dos tubos de raios X na grandeza PPV. Essa calibração teve o objetivo de apresentar as propriedades radiográficas semelhantes dos tubos de raios X em estudo para que, dessa maneira, pudessem ser comparados. Os resultados obtidos para os dois tubos modelados com o código MCNPX são mostrados na tabela IV. 5.

Os valores indicados para a diferença percentual encontrada por ambos os tubos de raios X foi menor que 1% para toda a faixa de interesse. Isto significa que o código MCNPX e o programa TASMIP atenderam, de maneira satisfatória, toda a modelagem proposta neste trabalho. Esses valores indicam que ambos os tubos de raios X poderão ser

comparados em ambientes de prática odontológica, pois apresentaram propriedades radiográficas semelhantes nas simulações.

Tabela IV. 5: Calibração dos tubos de raios X na grandeza PPV. A calibração foi feita pelo MCNPX para um tubo de raios X típico de aplicação odontológica (monofásico) e um tubo de raios X de referência (potencial constante), tendo os dados experimentais como VVC. Os espectros foram fornecidos pelo programa TASMIP.

Tensão (kV)	Contraste Equivalente		Diferença Percentual (%)
	Constante	Monofásico	
40	1,3916	1,3860	0,40
50	1,2859	1,2894	0,27
60	1,2309	1,2244	0,53
70	1,1967	1,1964	0,03
80	1,1713	1,1755	0,36
90	1,1530	1,1597	0,58
100	1,1393	1,1473	0,70

É importante informar que durante a calibração de ambos os tubos, os seus respectivos valores de tensão apresentaram uma relação linear entre si. A relação observada é dada pela seguinte equação:

$$y = \begin{cases} x + 5, & \text{para } U < 60kV \\ x + 10, & \text{para } U \geq 60kV \end{cases} \quad [\text{kV}] \quad (\text{IV. 2})$$

onde x é o valor de tensão correspondente ao tubo de raios X de potencial constante e y , ao tubo monofásico.

A equação IV. 2 revela que, durante o processo de calibração, os valores de tensão ajustados para o tubo monofásico estavam acima dos valores de tensão do tubo de referência. Isto é apresentado como um indicativo de alerta para as rotinas de trabalho em clínicas e consultórios dentários, pois, de acordo com a relação acima um valor nominal de tensão num potencial constante implica em tensões maiores nos tubos monofásicos, ou seja, exposições à radiação desnecessárias ao paciente e comprometimento na qualidade da imagem radiográfica.

IV. 4. 3. Verificação da Metodologia: Contraste de um Dente Modelado

Após a calibração dos tubos de raios X, a etapa seguinte para a validação e confirmação da proposta deste trabalho foi verificar o contraste radiográfico de um dente. Para tanto, a simulação foi dada pela substituição do filtro atenuador, no arranjo modelado, por um dente de 1 cm^3 de volume, com densidade $\rho = 2,10 \text{ g cm}^{-3}$ e composição química dada pela dentina (SHISHKINA *et al.* 2005). O objetivo desta simulação foi verificar se o contraste do objeto de interesse (dente) para os respectivos tubos de raios X, devidamente calibrados na grandeza PPV, seriam próximos (semelhantes), figura IV. 2.

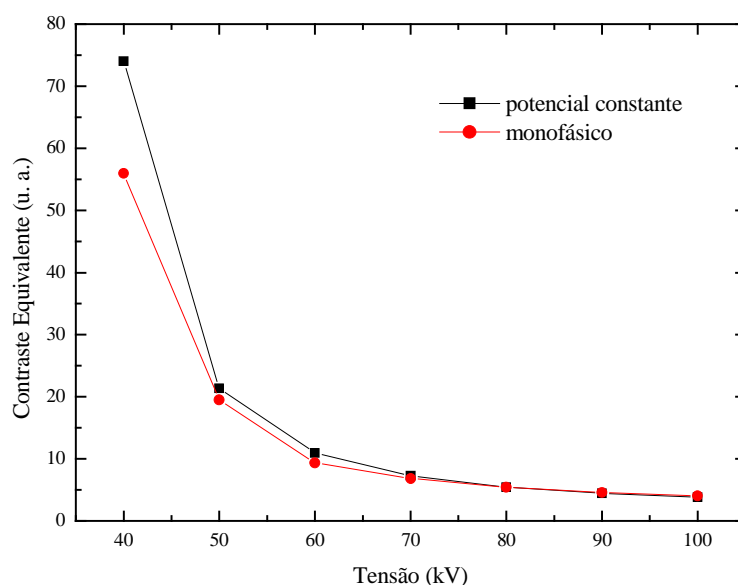


Figura IV. 2: Contraste radiográfico simulado para 1 cm^3 de dente, levando-se em consideração a composição química da dentina apresentado por Shishkina *et al.* (2005). Os espectros de raios X foram calibrados para a grandeza PPV de acordo com o arranjo experimental adaptado para a instalação de medição do LNMRI/IRD/CNEN.

Como observado, o comportamento do contraste do dente é similar para ambos os tubos, isto é, decréscimo dos valores de contraste para o aumento da tensão aplicada. Este comportamento significa que os dois feixes analisados possuem qualidades radiográficas semelhantes, principalmente na faixa efetiva mínima de tensão (60 kV a 90 kV) adotada pela IEC 61676 (2002). As diferenças percentuais foram menores que 15% nesta faixa, ou seja, abaixo do que é aceito nas rotinas de clínicas e consultórios odontológicos para fins de

diagnóstico. A diferença percentual encontrada pode ser justificada pela relação linear entre os tubos, equação IV. 2, porém, verificou-se que o contraste do dente para os respectivos tubos de raios X pode ser considerado, praticamente, iguais, desde que se conheça a relação das tensões dos referidos tubos de raios X envolvidos.

Capítulo V

Conclusões e Recomendações

Neste capítulo são apresentadas as conclusões e algumas indicações das diversas possibilidades de desenvolvimento de trabalhos futuros que podem ser desdobrados a partir do presente trabalho.

V. 1. Conclusões

O objetivo deste trabalho foi cumprido com a proposta de uma metodologia para a padronização da grandeza kerma no ar para a radiologia odontológica, em termos da grandeza PPV.

O código de Monte Carlo, MCNPX, foi usado na modelagem e indicou que o PPV, grandeza de medição da tensão aplicada ao tubo de raios X, pode ser aplicado na odontologia conforme definido por Kramer *et al.* (1998).

O método usado para atender ao requisito exigido pela Portaria 453 (MS, 1998) e a disseminação da grandeza recomendada pela norma IEC 61267 (2005) foi satisfatoriamente aceito para o arranjo experimental adaptado ao LNMRI.

O arranjo experimental adaptado para a realidade do LNMRI se mostrou compatível com a implantação de serviços de calibração para a área de radiologia odontológica.

Para o desenvolvimento deste trabalho, arquivos de entrada visando à determinação dos valores da grandeza kerma no ar com o código MCNPX tiveram que ser criados. Os espectros, fornecidos pelo programa TASMIP, serviram como parâmetros de entrada na simulação. Os resultados obtidos na determinação da curva de contraste equivalente mostraram uma boa concordância para os dados simulados e experimentais, com diferenças percentuais menores que 10%.

A calibração dos espectros em PPV para os equipamentos de raios X modelados (monofásico e potencial constante) apresentou diferenças percentuais, para todos os parâmetros avaliados, inferiores a 1%. Isto tem um significado importante, pois estes dados confirmam que a geometria simulada na validação dos espectros foi modelada corretamente

e que o *software* TASMIP se mostrou eficaz na geração de diferentes tipos de espectros de raios X.

A análise dos valores encontrados para o contraste de um dente modelado com o código MCNPX mostrou que esses resultados podem ser considerados aceitáveis para fins de diagnósticos, especialmente para a faixa mais empregada nas rotinas de clínicas e consultórios odontológicos (60 kV a 90 kV), pois as diferenças percentuais indicaram serem menores que 15% para esta faixa.

Entretanto, o fato de ambos os tubos se mostrarem com aspectos de contraste radiográficos muito próximos, foi promissor. Em conversas com profissionais da área, foi revelado que, muitas das vezes, a avaliação e os critérios para análise da qualidade da imagem são subjetivos e que o fato de diferentes tubos de raios X indicarem essa característica (propriedade radiográfica semelhante) é mais confortável e seguro para eles, sob aspectos de proteção radiológica, quando necessitarem de avaliar a qualidade clínica das radiografias.

Os resultados obtidos indicam que a grandeza PPV pode ser aplicada para as técnicas radiográficas empregadas em radiologia diagnóstica dentária da forma que foi definida, desde que se estabeleça a relação existente nas tensões dos tubos de raios X em estudo e o tubo de raios X de referência (potencial constante). Adicionalmente, um dos parâmetros levantados para a implantação do sistema de calibração em radiologia odontológica para o LNMRI preenche os requisitos principais para um Laboratório de calibração e ensaio.

V. 2. Perspectivas

A partir do trabalho desenvolvido aqui, outros elementos empregados para a filtração adicional podem ser utilizados. Estudos indicam que uma filtração adicional alternativa poderá ser adquirida com a utilização de placas de ligas de alumínio-cobre, alumínio-zinco e estanho. Essas alternativas são baseadas nos excelentes resultados obtidos em Gonçalves *et. al.* (2004), Haiter *et al.* (2002) e Devito (2004), respectivamente. Como proposta, pode-se verificar filtros atenuadores alternativos que poderão ser empregados na determinação da grandeza PPV para as diferentes modalidades de radiologia odontológica infantil, adulta e veterinária.

Desenvolver e validar uma metodologia para a geração de imagens digitais através da otimização do processo radiográfico em radiologias odontológicas, baseado nas investigações de Winslow *et al.* (2005), Evans *et al.* (2001), Zubal *et al.* (1996), Samei *et al.* (2005) e outros encontrados na literatura. Isto iria contribuir para a determinação de procedimentos padrão para esta modalidade de diagnóstico. Parâmetros como presença de cáries, concentração de diferentes elementos químicos (radioisótopos incorporados), posicionamento do dente na arcada dentária etc devem ser abordados.

Testes deverão ser feitos para que o protocolo apresentado, anexo **C**, possa ser implementado como um procedimento do LNMRI para serviços de calibração em aplicações de radiologia odontológica no país.

Referências Bibliográficas

ALMEIDA, C. D. e CRUZ, L. R. F., 1996, “Programa de Raios X Odontológico no Rio de Janeiro”, In: Proceedings of the Terceiro Congresso Geral de Energia Nuclear, Rio de Janeiro.

ALTEMEYER, K. P., 1992, “Dosimetry in Dental Radiology”, Bull. Hist. Dent., v. 40, n. 2, pp. 73-77, Chicago.

ALVES JÚNIOR, J. L., 2000, “O Primeiro RX da América do Sul”, Correio da Associação Brasileira de Odontologia, seção de Minas Gerais – ABOMG, n. 179 (maio), ano XIV, pp. 20-21.

ARCAL, 2000, “Reparación, Mantenimiento y Verificación de Equipos de Rayos X”, v. IV.

AY, M. R., SARKAR, S., SHANHRIARI, M., SARDARI, D., ZAIDI, H., 2005, “Assessment of Different Computational Models for Generation of X-Ray Spectra in Diagnostic Radiology and Mammography”, Med. Phys., v. 32, n. 6, pp. 1660-1675.

BAORONG, Y., KRAMER, H. M., SELBACK, J. J., LANGE, B., 2000, “Experimental Determination of the Practical Peak Voltage”, The British Journal of Radiology, v. 43, pp. 641-649.

BARBOSA, O. D., 2001, “Programa para Avaliação e Controle da Utilização de Raios X em Clínicas Odontológicas”, Dissertação de Mestrado, CEFET CPGEI, Curitiba, Paraná.

BECKER, P. H. B., LUDWIG, J. L., CORREA, S. C. A., PERES, M. A. L., 2003, “Avaliação da Influência da Variação da Corrente do Tubo na Determinação da Grandeza Potencial de Pico Prático”, In: Proceedings of the III Congresso de Metrologia.

BECKER, P. H. B., PERES, M. A. L., LUDWIG, J. L. *et al.*, 2002, “Calibração de Medidores de kV com a Grandeza Potencial de Pico Prático (IEC 61676)”, In: Proceedings of the IV ENAN.

BELL, Z. W., 1991, “Monte Carlo Simulation of Shadow Formation by Planar Objects Illuminated by an Extended Source”, In: Proceedings of the Review of Progress in QNDE, 10th edition, Plenum, New York.

BIRCH, R. e MARSHALL, M., 1979a, “Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X-Rays”, The Hospital Physicists’ Association, London.

———, 1979b, “Computation of Bremsstrahlung X-Ray Spectra and Comparison with Spectra Measured with a Ge(Li) Detector”, *Phys. Med. Biol.*, v. 24, pp. 505-517.

BOONE, J. M. e CHAVEZ, A. E., 1996, “Comparison of X-Ray Cross Sections for Diagnostic and Therapeutic Medical Physics”, *Med. Phys.*, v. 23, pp. 1997-2005.

BOONE, J. M., SEIBERT, J. A., 1997, “An Accurate Method for Computer-Generating Tungsten Anode X-Ray Spectra from 30 to 140 kV”, *Med. Phys.*, v. 24, pp. 1661-1670.

BRIESMEISTER, J. F., 1997, “MCNP – A General Monte Carlo Code for Neutron and Photon Transport, Version 3A”, Los Alamos, NM, Los Alamos National Laboratory, LA-12625-M.

———, 2000, “MCNP – A General Monte Carlo Code for Neutron and Photon Transport, Version 4C”, Los Alamos National Laboratory Report LA-13709-M.

BRUN, R., BRUYANT, F., MAIRE, M., *et al.*, 1987, GEANT3, cern dd/ee/84-1.

BUSHONG S. C., 1998, “Manual de Radiologia para Tecnicos – Física, Biologia y Proteccion Radiológica”, 6ª edição, editora Harcourt Brace.

CARTER, L. L. e SCHWARZ, R. A., 2005, “MCNP Visual Editor Computer Code Manual”, Los Alamos National.

CASSIANO, D. H., PEIXOTO, J. G. P., LOPES, R. T., 2008, “Considerations on the Measurement of Peak Voltage in Dental Radiology”, 8th International Symposium on Mathematical and Computational Biology, BIOMAT 2008, Campos de Jordão, SP, Brasil.

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear, Ministério de Ciência e Tecnologia, CNEN NN 3.01, 2005, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, janeiro, Brasil.

CORREA, S. C. A., 2005, “Avaliação da Correlação de Grandezas Utilizadas para Determinação de kVp com o Contraste da Imagem”, Dissertação de Mestrado, Coordenação dos Programas de Pós-Graduação de Engenharia da Universidade Federal do Rio de Janeiro – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ,.

———, 2009, “Otimização da Dose e da Imagem Radiográfica Digital de Tórax Usando Modelagem Computacional”, Tese de Doutorado, Coordenação dos Programas de

Pós-Graduação de Engenharia da Universidade Federal do Rio de Janeiro – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ.

CURRY, T. S., SOWDEY, J. E., MURRY JR, R. C., 1990, “Christensen’s Physics of Diagnostic Radiology”, 4 ed., Media, PA: Williams & Wilkins.

DANIEL, M. D., 1999, “Análise da Aplicação de Controle de Qualidade em Equipamentos de Raios X Odontológicos: Procedimentos e Contribuições para Otimização”, Dissertação de Mestrado, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo – USP, Ribeirão Preto.

DAVIS, N. C., DEWERD, B. S., ANDERSON, L. A., 2002, “Experimental Verification of Practical Peak Voltage for the Mammographic Range”, In: Proceedings of the 44 AAPM Annual Meeting, Montreal.

DEVITO, K. L., 2004, “Filtração da Radiação X: Uso do Estanho na Avaliação da Qualidade da Imagem Radiográfica”, Tese de Doutorado, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, SP.

DEZOTTI, M. S. G., 2003, “Avaliação de Filmes Radiográficos Periapicais em Diferentes Condições de Processamento pelos Métodos Sensitométrico, Digital e Morfométrico”, Tese de Doutorado, Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo – USP, Bauru, SP, Brasil.

DOU – Diário Oficial da União, 2008, número 128 em 07 de julho de 2008, p. 124, Brasil.

EC – European Commission, 1997, “Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on Health Protection of Individuals Against the Dangers of Ionizing Radiation in Relation to Medical Exposures and Repealing Directive 84/466/Euratom”, Official Journal of the European Communities, 9.7.97 n° L180: 22-27.

———, 2004, “European Guidelines on Radiation Protection in Dental Radiology: The Safe Use of Radiographs in Dental Practice”, Radiation Protection 136, Directorate-General for Energy and Transport, Directorate H – Nuclear Safety and Safeguards, Unit H.4 – Radiation Protection 2004.

EVANS, J. F., BLUE, T. E., GUPTA, N., 2001, “Absorbed Dose Estimates to Structures of the Brain and Head Using a High-Resolution Voxel-Based Head Phantom”, Medical Physics, v. 28, n. 5, pp. 780-786.

FEWELL, T. R. e SHUPING, R. E., 1977, “Photon Energy Distribution of Some Typical Diagnostica X-Ray Beams”, *Med. Phys.*, v. 4, pp. 187-197.

FEWELL, T. R., SHUPING, R. E., HEALY, K. E., 1981, “Handbook of Computed Tomography X-ray Spectra”, HHS Publication (FDA) 81-8162, U. S. Government Printing Office, Washington, D. C.

FLETCHER, E. W. L., BAUM, J. D., DRAPER, G., 1986, “The Risk of Diagnostic Radiation of the Newborn”, *Br J Radiol*, 59, pp. 165-70.

FREDERIKSEN, N. L., GOAZ, P. W., WHITE, S. C., 1994, *Health Physics In: Oral Radiology: Principles and Interpretation*, 3th edition, Saint Louis: Mosby.

FREITAS, A., ROSA, J. E., SOUZA, I. F., 1998, “Radiologia Odontológica”, 4^a edição, São Paulo: Artes Médicas divisão odontológica, 704 p.

FREITAS, L., FREITAS, A., ROSA, J. E., SOUZA, I. F., 2000, *Radiações Ionizantes: Higiene e Proteção*. In: *Radiologia Odontológica*, 5^a edição, São Paulo: Artes Médicas, pp. 81-92.

FUNG, K. K. L. e GILBOY, W. B., 2001, “The Effect of Beam Tube Potential Variation on Gonad Dose to Patients During Chest Radiography Investigation Using High Sensitivity LiF: Mg, Cu, P Thermoluminescent Dosemeters”, *Br J Radiol*, 74, pp.358-67.

GHILARDI NETTO, T., 1998, “Garantia e Controle de Qualidade em Radiodiagnóstico”, 2^a edição, Ribeirão Preto: Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeira Preto – USP.

GONÇALVES, A., ROLLO, J. M. D. A., GONÇALVES, M., HAITER NETO, F., BÓSCOLO, F. N., 2004, “Effects of Aluminum-Copper Alloy Filtration on Photon Spectra, Air Kerma Rate and Image Contrast”, *Braz. Dent. J.*, 15 (3), pp. 214-219.

GRAY, J. N., INANC, F., SCHULL, B. E., 1989, “3D Modeling of Projection Radiography”, *Review of Progress in Quantitative NDE*, v. 8A, D.O., Thompson and D. E. Chimenti, eds., Plenum Press, New York.

GRAY, J., 1988, “Three Dimensional Modeling of Projection Radiography”, In: *Proceedings of the Review of Progress in QNDE*, 7th edition, Plenum, New York.

HAITER, C. F. S., BÓSCOLO, F. N., HAITER NETO, F., ALMEIDA, S. M., 2002, “Estudo da Liga Alumínio-Zinco como Filtração Alternativa em Aparelhos de Raios-X Odontológicos”, *Pesqui. Odontol. Bras.*, v. 16, n. 1, pp. 77-82.

HALLQUIST, G. A., HARDELL, L., WINGREN, G. A. et al., 1994, “Medical Diagnostic and Therapeutic Ionizing Radiation and the Risk for Thyroid Cancer: a Case-Control Study”, *Eur. J. Cancer Prevention*, v. 3, pp. 259-267.

HAYES, R., 2003, “Diagnostic X Ray Dose Profiles in Molar Teeth using Monte Carlo Simulation”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 104, pp. 153-158.

HERSCHFELD, J. J., 1977, “Dr. C. Edmund Kells: Pioneer in the Field of Dental Radiology”, *Bulletin of the History of Dentistry Batavia, N.Y.*, v. 25, n. 2, pp.105-108.

HORNER, K. e HIRSCHMANN, P. N., 1990, “Dose Reduction in Dental Radiography”, *J. Dent.*, Oxford, vol. 18, n. 4, pp. 171-184.

HORN-ROSS, P. L., LJUNG, B. M., MORROW, M., 1997, “Environment Factors and the Risk of Salivary Gland Cancer”, *Epidemiology*, v. 8, pp. 414-419.

<http://www.fo.usp.br/departamentos/estomatologia/radiologia/ProgramaRadioI.doc>:
consultado em 27/12/2007.

<http://www.siemens.com.br/templates/coluna1.aspx?channel=6679>: consultado em 20/12/2007.

IAEA – International Atomic Energy Agency, 1996, “International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources”, ISSN 0074-1892, 115, Vienna.

——, 2007, “Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice”, Technical Reports Series N. 457, International Atomic Energy Agency, Vienna.

ICRP 51, 1987, “Data for Use in Protection Against External Radiation”, ICRP Publication 51, International Commission on Radiological Protection, Oxford: Pergamon Press.

ICRP 60, 1991, “Recommendations of the International Commission on Radiological Protection”, ICRP Publication 60, International Commission on Radiological Protection, Oxford: Pergamon Press.

ICRU 33, 1980, “International Commission on Radiation Units and Measurements, Radiations Quantities and Units”, Washington D.C.

IEC – International Electrotechnical Commission, 2002, “Medical Electrical Equipment – Dosimetric Instruments Used for Non-Invasive Measurement of X-Ray Tube Voltage in Diagnostic Radiology”, IEC 61676, 1st edition.

———, 2005, “Medical Diagnostic X-Ray Equipment – Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics”, IEC 61267, FDIS, IEC Geneva, 2nd edition.

INANC, F. e GRAY, J. N., 1989, “New Developments in the Computer Simulation of X-Ray Nondestructive Simulation Process”, Review of Progress in Quantitative NDE, v. 8A, D.O., Thompson and D. E. Chimenti, eds., Plenum Press, New York.

———, 1997, “Scattering Simulations in Radiography”, Applied Radiation and Isotopes, v.48 (10-12):1299-1305.

INANC, F., 2007, “A Backscatter Radiography Simulation Study”, Journal of Nondestructive Evaluation, 26: pp. 33-46.

INMETRO – Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial, 1995, “Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia – VIM”, Portaria nº 29 de 10 de março de 1995, Brasil.

ISO/IEC 17025, 2006, “Requisitos Gerais para a Competência de Laboratórios de Ensaio e Calibração”, Norma Brasileira, ABNT NBR, versão corrigida.

KNOLL, G. F., 1979, “Radiation Detection and Measurement”, INC John Wiley & Sons, New York, ISBN 0-471-49545-X.

KRAMER, H. M., SELBACH, H. J., ILES, W. J., 1998, “The Practical Peak Voltage of Diagnostic X-Ray Generators”, Br. J. Radiol., v. 71, pp.200-209.

KUBOTA, H., HAYASHI, H., KANAMORI, H., 1991, “Effects of Voltage Ripple and Current Mode on Diagnostic X-Ray Spectra and Exposures”, Med. Phys., v. 18, pp. 921-927.

LACERDA, M. A. S., SILVA, T. A., KHOURY, H. J., VIEIRA, J. N. M., MATUSHITA, J. P. K., 2008, “Riscos dos Exames Radiográficos em Recém-Nascidos Internados em um Hospital Público de Belo Horizonte, MG”, Radiologia Brasileira, v. 41, n. 5, pp. 325-329, setembro/outubro, São Paulo.

LONGSTRETH, H. D., DENIS JR., L. K., MCGUIRE, V. M. et.al., 1993, “Epidemiology of Intracranial Meningioma”, Cancer, v. 72, pp.639-648.

LUDWIG, J. L., 2006, “Influência da Flutuação da Corrente Anódica na Determinação do Potencial de Pico Prático”, Dissertação de Mestrado, Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear – IRD/CNEN.

MARTINS, W. D., 2005, “Wilhelm Conrad Roentgen e a Descoberta dos Raios-X”, *Rev. de Clín. Pesq. Odontol.*, v. 1, n. 3, janeiro/março.

McPARLAND, B. J., GORKA, W., LEE, R., *et al.*, 1996, “Radiology in the Neonatal Intensive Care Unit: Dose Reduction and Image Quality”, *Br J Radiol.*, 69, pp. 929-37.

MELO, F. A., 2002, “Desenvolvimento de um Sistema Dosimétrico para Controle de Qualidade de Equipamentos de Raios X Odontológicos”, Tese de Doutorado, DEN/UFPE, Recife.

MEYER, P., BUFFARD, E., MERTZ, L., KENNEL, C., CONSTANTINESCO, A., SIFFERT, P., 2004, “Evaluation of the Use of Six Diagnostic X-Ray Spectra Computer Codes”, *Br. J. Radiol.*, v. 77, pp. 224-230.

MEZADRI, A. C., 2003, “Avaliação dos Parâmetros Utilizados no Programa de Garantia de Qualidade em Radiologia Odontológica”, Tese de Doutorado, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, São Paulo.

MOTA, H. C., ARAÚJO, A. M. C., PEIXOTO, J. E., DREXLER, G., 1994, “Proteção Radiológica e Controle de Qualidade em Radiologia Dentária”, IRD/CNEN, Rio de Janeiro.

MOULD, R. F., 1995, “The Early History of X-Ray Diagnosis with Emphasis on the Contributions of Physics 1895-1915”, *Phys. Med. Biol.*, v. 40, pp. 1741-1787.

MS – Ministério da Saúde, 1998, Secretaria de Vigilância Sanitária – SVS, Portaria nº 453 de 01 de junho de 1998, publicado no Diário Oficial da União – DOU, número 103 em 02 de junho de 1998, Brasil.

———, 2003, Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA, Resolução número 64 de 04 de abril de 2003, Brasil.

NCRP – National Council on Radiation Protection and Measurements, 1990, Report N. 107, Implementation of the principle of “as low as reasonably achievable” (ALARA) for medical and personal. Bethesda.

NELSON, W. R., HIRAYAMA, H., ROGERS, D. W. O., 1985, “The EGS4 Code System”, Stanford Linear Accelerator Center, SLAC-265-UC-32.

NICKOLOFF, E. L. e BERMAN, H. L., 1993, “Factors Affecting X-Ray Spectra”, *Radiographics*, v.13, n.16, pp.1337-1348.

PEIXOTO, J. E. e FERREIRA, R. S., 1982, “Resultados do Programa Postal de Avaliação de Exposições em Radiologia Oral na Área do Rio de Janeiro”, *Odontólogo Mod.*, v.9, n. 3, pp. 23-30, março de 1982.

PEIXOTO, J. G. P. e DE ALMEIDA, C. E., 2002, “Calibration Factor or Fit”, *International Symposium on Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry*, IAEA-CN-96-51P, Vienna, Austria.

PEIXOTO, J. G. P., 2002, “Rastreabilidade e Controle de Qualidade em Mamografia”, Tese de Doutorado, Universidade do Estado do Rio de Janeiro – UERJ, Rio de Janeiro.

PEIXOTO, J. G. P., SELBACH, H. J., KRAMER, H. M., LANGE, B., 2001, “Tentative Type Test of a Non-Invasive High-Voltage Meter with Respect to the Quantity of Practical Peak Voltage”, *Physikalisch-Technische Bundesanstalt – PTB*, PTB-Dos-38 ISSN 0172-7095, Germany, ISBN 3-89701-669-9.

PELOWITZ, D. B., 2005, Ed. MCNPXTM User’s Manual, Version 2. 5. 0”, Los Alamos National Laboratory report LA-CP-05-0369, April, 2005.

PEPLOW, E. D. e VERGHESE, K., 2000, “Digital Mammography Image Simulation Using Monte Carlo”, *Med. Phys.*, v. 27, n. 3, pp. 568-579.

POTIENS, M. P. A., 1999, “Metodologia Dosimétrica e Sistema de Referência para Radiação X – Nível Diagnóstico”, Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares da Comissão Nacional de Energia Nuclear – IPEN/CNEN, São Paulo.

PRAEL, R. E. e LICHTENSTEIN, H., 1989, “User Guide to LCS: The LAHET Code System”, Los Alamos National Laboratory report LA-UR-89-3014, September, 1989.

PRESTON-MARTIN, S. e WHITE, S. C., 1999, “Brain and Salivary Gland Tumours Related to Prior Dental Radiography: Implications for Current Practice”, *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 120, pp. 151-158.

QUARESMA, D. S., 2007, “Estudo da Viabilidade de Construção de um Medidor de Alta Tensão Invasivo para o Laboratório de Referência da Rede Brasileira de Calibração em Radiologia Diagnóstica”, Monografia, Fundação Técnico Educacional Souza Marques – FTESM, Rio de Janeiro, RJ.

RAMÍREZ-JIMÉNEZ, F. J., LÓPEZ-CALLEJAS, R., BENÍTEZ-READ, J. S., PACHECO-SOTELO, J. O., 2004, “Considerations on the Measurement of Practical Peak Voltage in Diagnostic Radiology”, *The British Journal of Radiology*, pp. 745-750.

RAMOS, M. M. O., 2009, “Padronização da Grandeza Kerma no Ar para Radiodiagnóstico e Proposta de Requisitos para Laboratórios de Calibração”, Tese de Doutorado, Coordenação dos Programas de Pós-Graduação de Engenharia da Universidade Federal do Rio de Janeiro – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ.

RANALLO, F. N., 1993, “The Noninvasive Measurement of X-Ray Tube Potential”, Ph.D. Thesis, University of Wisconsin-Madison, Wisconsin, USA.

REBELLO, I. M. E. R., LAMBERTI, P. R., RUBIRA, I. R. F., 1994-1995, “Estudo sobre Proteção, Qualidade e Indicação em Radiologia na Cidade de Salvador”, *Revta. Fac. Odont. Univ. Fedl. Bahia*, v.14/15, pp. 30-37.

RODRIGUES, D. C., FERNANDES, H. S., PIMENTEL, P.A.G., 2002, “Avaliação do Diâmetro do Feixe Útil de 50 Aparelhos de Raios X Odontológicos da Cidade de Brasília”, In: *Anais da VIII Jornada Odontológica da Universidade de Brasília*, Brasília.

RON, E., 2003, “Cancer Risks from Medical Radiation”, *Health Phys.* 85, pp. 47-59.

ROS, R. A., 2000, “Metodologia de Controle de Qualidade de Equipamentos de Raios X (Nível Diagnóstico) Utilizados em Calibração de Instrumentos”, Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares da Comissão Nacional de Energia Nuclear – IPEN/CNEN, São Paulo.

RUSH, E. R. e THOMPSON, N. A., 2007, “Dental Radiography Technique and Equipment: How They Influence the Radiation Dose Received at the Level of the Thyroid Gland”, *Radiography*, v. 13, pp.214-220.

SALVAT, F., FERNÁNDEZ-VAREA, J. M., SEMPAU, J., 2003, “PENELOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport”, OECD/NEA Data Bank, Issy-les-Moulineaux, France.

SAMEI, E., DOBBINS III, J. T., LO, J. Y., TORNAL, M. P., 2005, “A Framework for Optimising the Radiographic Technique in Digital X-Ray Imaging”, *Radiation Protection Dosimetry*, v. 114, pp. 220-229.

SCAFF, L. A. M., 1979, “Bases Físicas da Radiologia: Diagnóstico e Terapia”, Sarvier, CDD-530.024616, São Paulo, Brasil.

SEIBERT, J. A., 1995, “One Hundred Years of Medical Diagnostic Imaging Technology”, *Health Phys.*, v. 69, pp.695-720.

SHISHKINA, E. A., GÖKSU, H. Y., EL-FARAMAWY, N. A., SEMIOCHKINA, N., 2005, “Assessment of ^{90}Sr Concentration in Dental Tissue using Thin-Layer Beta-Particle Detectors and Verification with Numerical Calculations”, *Radiation Research*, v. 163, pp. 462-467.

SILVA, M. C., LAMMOGLIA, P., HERDADE, S. B., COSTA, P. R., TERINI, R. A., 2000, “Determinação da Tensão Aplicada a Tubos de Raios X Através do Espectro de *Bremsstrahlung* Obtido com um Fotodiodo PIN”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v.16, pp. 13-20.

SOUZA, E. M., 2008, “Modelagem de Sistema e Procedimento para Radiografia Computadorizada *Offshore*”, Tese de Doutorado, Coordenação dos Programas de Pós-Graduação de Engenharia da Universidade Federal do Rio de Janeiro – COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ.

SOUZA, E. M., CORREA, S. C. A., SILVA, A. X., OLIVEIRA, D. F., CASSIANO, D. H., LOPES, R. T., 2008, “Modelagem e Calibração de um Sistema de Radiografia Computadorizada Utilizando o Código de Monte Carlo MCNPX”, In: XXVI CONAEND&IEV, São Paulo, SP.

SOUZA, K. C., 1996, “Espectros e Qualidades de Raios X para Uso em Radiodiagnóstico e Calibração de Equipamentos”, Dissertação de Mestrado, UFRJ, Rio de Janeiro.

SPYRIDES, K. S., 2002, “Avaliação do Controle de Qualidade e Proteção Radiológica em Odontologia na Cidade do Rio de Janeiro”, Tese de Doutorado, USP, Piracicaba, SP.

TAUHATA, L., SALATI, I. P. A., DI PRINZIO, R., DI PRINZIO, A., 2003, “Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos”, Rio de Janeiro, IRD/CNEN Publicações, 5ª revisão, agosto de 2003.

TAVANO, O., 2000, “O Máximo de Segurança e Qualidade na Obtenção de Radiografias Odontológicas com um Equipamento de 70 kV”, Revista ABRO, Bauru, v. 1, n. 1, pp.35-40, janeiro/abril.

THIERRY-CHEF, I., MACCIA, C., LAURIER, D., TIRMARCHE, M., COSTIL, J., 2005, “Doses d’irradiation Reçues par les Prématurés en Service de Réanimation”, Journal de Radiologie, v. 86, n. 2-c1, pp. 143-149, février 2005.

TUCKER, D. M., BARNES, G. T., CHAKRABORTY, D. P., 1991a, “Semiempirical Model for Generating Tungsten Target X-Ray Spectra”, Med. Phys., v. 18, pp. 211-218.

TUCKER, D. M., BARNES, G. T., WU, X. Z., 1991b, “Molybdenum Target X-Ray Spectra: a Semiempirical Model”, Med. Phys., v. 18, pp. 402-407.

ULLMAN, G., SANDBORG, M, DANCE, D. R., HUNT, R., CARLSSON, G. A., 2005, “The Influence of Patient Thickness and Imaging System on Patient Dose and Physical Image Quality in Digital Chest Imaging”, Radiation Protection Dosimetry, v. 114, pp. 294-297.

UNSCEAR – United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 2000, Sources and Effect of Ionizing Radiation. UNSCEAR Reports to the General Assembly of the United Nations, with annexes. New York: United Nations.

VAN DER STELT, P. F., 1997, “Radiation Protection an Quality Assurance in Dental Radiography”, Ver. Belg. Med. Dent., v. 51, n. 2, pp.111-122.

WEBSTER, E. W., 1995, “X-Rays in Diagnostic Radiology”, Health Physics, v. 69, pp. 610-635.

WINGREN, G. A., HALLQUIST, G. A., HARDELL, L., 1997, “Diagnostic X-Ray Exposure and Female Papillary Thyroid Cancer: a Pooled Analysis of Two Swedish Studies”, Eur. J. Cancer Prevention, v.6, pp.550-556.

WINSLOW, M., XU, X. G., YAZICI, B., 2005, “Development of a Simulator for Radiographic Image Optimization”, Computer Methods and Programs in Biomedicine, v. 78, pp. 179-190.

WUEHRMANN, A. H. AND MANSON-HING, L. R., 1977, “Radiologia Dentária”, tradução por Arão Rumel, 3ª edição, Editora Guanabara Koogan S. A.

X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003, “MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5”, Los Alamos National Laboratory report LA-CP-03-0245, April.

XU, J., WALLINGFOR, R. M., JENSEN, T. et al., 1994, “Recent Developments in the X-Ray Radiography Simulation Code, XRSIM”, In: Proceedings of the Review of Progress in QNDE, 13th edition, Plenum, New York.

XU, J., WALLINGFORD, R. N., JENSEN, T., GRAY, J. N., 1999, “Recent Developments in the X-Ray Radiography Simulation Code: XRSIM”, Review of Progress in Quantitative NDE, v. 18, D.O., Thompson and D. E. Chimenti, eds., Plenum Press, New York.

XU, X. G., CHAO, T. C., BOZKURT, A., 2000, “VIP-Man: an image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the visible project for multi-particle Monte Carlo calculation”, Health Physics, v. 78, n. 5, pp. 476-486.

YACOVENCO, A., 2002, “Orientando o Cirurgião-Dentista na Implementação da Portaria nº 453 de 01/06/1998 da Secretaria da Vigilância Sanitária, Ministério da Saúde”, Revta da ABRO, Bauru, v. 3, n. 1, pp. 37-39, janeiro/junho.

ZUBAL, I. G., HARRELL, C. R., SMITH, E. O., SMITH, A. L., 1996, “Two Dedicated Software, Voxel-Based, Anthropomorphic (Torso and Head) Phantoms”, In: Proceedings of the International Workshop, National Radiological Protection Board, Chilton, UK, on 6 and 7 July 1995, pp. 105-111, edited by P. J. Dimbylow, NRPB, Chilton.

Apêndice A

Sobre os Raios X

A. 1. Histórico

As experiências com eletricidade, tubos a vácuo e raios catódicos estabeleceram as bases para a descoberta dos raios X por Wilhelm Conrad Roentgen, em novembro de 1895. Roentgen fazia experiências com os raios catódicos quando, acidentalmente, notou a fluorescência dos cristais de platino-cianureto de bário que estavam distantes do seu tubo de Crookes-Hittorf ativado. Roentgen, imediatamente, reconheceu a significância de sua observação e a investigou a fundo. Descobrimo que o fenômeno foi causado por um raio ainda desconhecido, denominou-o de raios X. Ele estabeleceu a maioria das propriedades dos raios X e fez um relato das suas descobertas em dezembro de 1895, em março de 1896 e em maio de 1897 (WUEHRMANN e MANSON-HING, 1977; MOULD, 1995; SEIBERT, 1995; WEBSTER, 1995).

A partir daí, as possibilidades de se fazerem diagnósticos foram observados por muitos e vários artigos e livros foram logo publicados reconhecendo o uso prático dos novos raios.

A história da radiologia odontológica tem o seu início já em 1895, duas semanas após a descoberta dos raios X, na Alemanha, quando o Dr. Otto Walkhoff realizou a primeira radiografia dentária, de sua própria boca, empregando uma placa fotográfica de vidro, envolta em papel preto e com um tempo de exposição de 25 minutos. A imagem obtida marcou o nascimento da Imaginologia Odontológica e Médica. Também na Alemanha, Walter Konig obteve imagens dentárias mais satisfatórias, usando menos tempo de exposição – nove minutos, em fevereiro de 1896. Este refinamento rápido da técnica refletiu-se amplamente em experimentos com os novos raios através da Europa e Estados Unidos.

As notícias espalharam-se rapidamente por todo o mundo. Ainda em fevereiro de 1896, os raios X foram utilizados pela primeira vez na Medicina, nos Estados Unidos. Em Dartmouth, Massachusetts, Edwin Brant Frost produziu uma fotografia de uma fratura de

Colles (deslocamento do antebraço logo acima do punho. A fratura de Colles ocorre quando a vítima cai sobre a palma da mão com o punho estendido).

Atribui-se ao Dr. C. Edmund Kells, dentista americano, a primeira radiografia dentária nos Estados Unidos, durante, ou antes, do mês de abril de 1896. Após tomar conhecimento da descoberta dos raios X, Kells imediatamente iniciou experimentos com a nova técnica no campo da odontologia. Construiu um elaborado laboratório em sua casa, onde trabalhava incansavelmente. Em julho de 1896, Kells tornou-se o primeiro clínico no mundo a utilizar um aparelho de raios X no consultório. Pioneiro da radiologia odontológica, Kells publicou um artigo, em agosto de 1899, destacando a importância de executar a técnica radiográfica utilizando angulação e posicionamento para uma correta radiografia (FREITAS *et al.*, 1998; MARTINS, 2005). Devido a sua contribuição e sua morte trágica (suicídio) Edmund Kells é considerado o mártir da radiologia odontológica (HERSCHFELD, 1977).

A. 2. Aparelhos de Raios X

Os primeiros tubos de raios X eram usualmente cilíndricos. Não havia regulagem de vácuo ou fonte direta de elétrons e a intensidade era dependente da pressão do gás. Não existia um método consistente para o controle da energia e o fluxo de saída dos raios X.

Em 1897, H. L. Sayen desenvolveu a tecnologia de autorregulagem para os equipamentos usados. William D. Coolidge, em 1913, observou que as propriedades do cátodo estavam extremamente relacionadas ao elevado número atômico, fornecendo, dessa maneira, uma melhor eficiência dos raios X, devido ao seu alto ponto de fusão e condutividade térmica, permitindo assim energias máximas para um determinado tamanho de ponto focal e baixa pressão de vapor além de redução da vaporização dos metais nas paredes internas de vidro da ampola. No final da década de 1920, Irving D. Langmuir desenvolveu um circuito elétrico separador de resistividade à alta temperatura do filamento de tungstênio.

O conceito de tubo com ânodo rotatório apareceu no final de 1896 com W. Wood, porém não teve grande repercussão até 1929, quando A. Bouwers desenvolveu um conjunto de extrator externo que rotacionava o ânodo em alta velocidade durante a exposição,

distribuindo o calor sobre uma grande área retangular do cátodo, caracterizada pelo comprimento e largura do filamento.

Por volta de 1930 os tubos de raios X iniciais já tinham sofrido muitas alterações, tais como: tipos e misturas de metais do ânodo e cátodo, cátodo côncavo, tubo de raios X imerso em óleo, ânodo rotatório, tubos com autorregulagem, cátodo quente ou tubo resfriado, rotor de alta tolerância, metal líquido, lubrificantes a alta temperatura viáveis para resistência em ambientes de alto vácuo, linhas e grades, filamentos de ponto focal duplo e triplo e proteção no tubo (PEIXOTO, 2002).

O primeiro equipamento de raios X da América Latina chegou ao Brasil em 1897, na cidade de Formiga, MG, enviado por Roentgen ao médico J. C. F. Pires (ALVES JÚNIOR, 2000). Fabricado pela Siemens, o aparelho era rudimentar, com bobinas de Rhumkorff de 70 cm cada uma e tubos tipo Crookes, figura A. 1. Naquela época, a cidade de Formiga não contava com eletricidade e para colocar o equipamento em funcionamento era necessário alimentá-lo com baterias e pilhas Leclancher rudimentares de 0,75 HP. Os resultados não foram satisfatórios e então o médico decidiu instalar um motor fixo de gasolina que funcionava como um gerador elétrico. Com isso ele colocou o aparelho em funcionamento e, com chapas de vidro fotográfico, passou a produzir as primeiras radiografias no Brasil. Entre 1899 e 1912, segundo suas próprias citações, Pires havia adquirido todos os tipos de tubos fabricados pela Siemens, figura A. 2 (www.siemens.com.br).



Figura A. 1. O primeiro aparelho de raios X do Brasil.

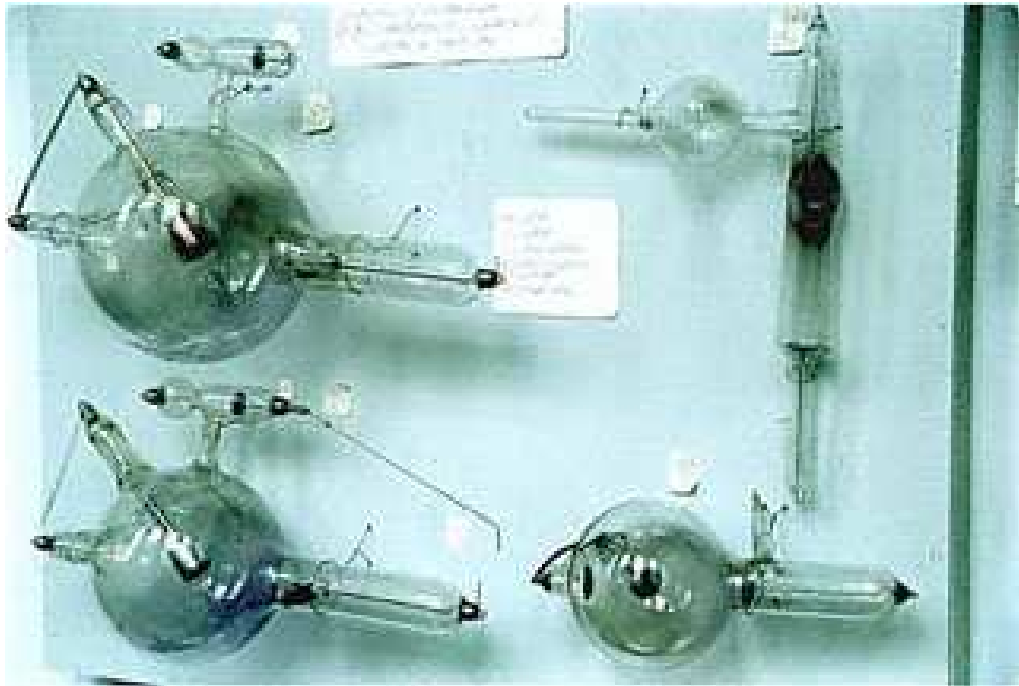


Figura A. 2. Outros tubos utilizados por Pires até 1912.

A figura A. 3 ilustra uma variedade de projetos de ampolas que foi apresentada em novembro de 1896 na coleção de Gaston Séguy com 32 tubos energizados. Crookes projetou três, Roentgen usou e provavelmente projetou dois e o próprio Séguy projetou quatorze. Adicionalmente, tem os projetos de Brunet – Séguy, Chabaud – Hurmuzescu, Colardeau, d’Arsonval, “Focus”, Le Roux, Puluje, Ruzf e Wood. O diagrama apresentado nesta figura foi originalmente escrito em francês no jornal *La Nature* e reproduzido em 28 de janeiro de 1897 (MOULD, 1995).

A total ausência de proteção radiológica tanto para o paciente quanto para o corpo técnico, fez com que muitos dos pioneiros sofressem extensos danos nas mãos e morte prematura como resultado das exposições crônicas à radiação (PEIXOTO, 2002, www.fo.usp.br).

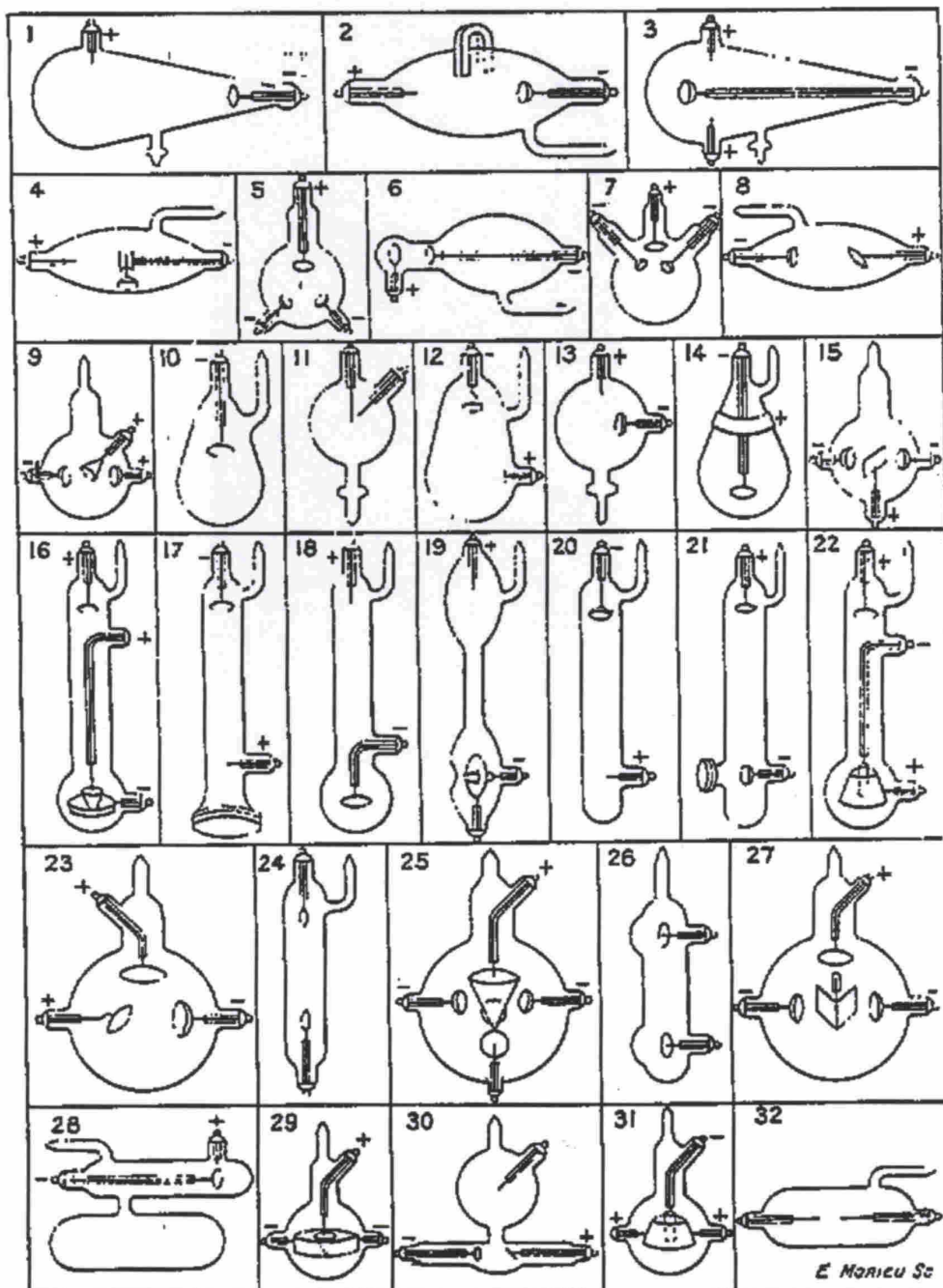


Figura A. 3: Coleção de Gaston Séguy com 32 tubos energizados. Projetados por Brunet - Séguy (25), Chabaud and Hurmuzescu (6), Colardeau (28 e 30), Crookes (1, 2 e 20), d'Arsonval (10 e 14), "Focus" (8), Le Roux (15, 26 e 27), Puluj (12), Roentgen (24 e 32), Rufz (19), Séguy (3, 5, 7, 9, 11, 13, 16, 17, 18, 21, 22, 23, 29 e 31) e Wood (4). O número entre parênteses corresponde ao respectivo projeto (MOULD, 1995).

Apêndice B

Certificado de Calibração

Physikalisch-Technische Bundesanstalt
Braunschweig und Berlin

PTB



Kalibrierschein Calibration Certificate

Gegenstand:
Object: Ionisation chamber

Hersteller:
Manufacturer: Radcal Corporation

Typ:
Type: 20X5-3

Kennnummer:
Serial number: 20647

Auftraggeber:
Applicant: Instituto de Radioproteção e Dosimetria
Av. Salvador Allende s/n - Caixa Postal 37750
Cep.: 22780- 160
Rio de Janeiro
Brazil

Anzahl der Seiten:
Number of pages: 5

Geschäftszeichen:
Reference No.: 6.62 - 40/07K

Kalibrierzeichen:
Calibration mark: PTB
5535
07

Datum der Kalibrierung:
Date of calibration: 2007-11-26

Im Auftrag:
By order: Braunschweig, 2007-11-26

Bearbeiter:
Examiner: P. Galimov

Siegel
Seal

391 0061 k
Dr. L. Büermann

Kalibrierscheine ohne Unterschrift und Siegel haben keine Gültigkeit. Dieser Kalibrierschein darf nur unverändert weiterverbreitet werden. Auszüge bedürfen der Genehmigung der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt.
Calibration certificates without signature and seal are not valid. This calibration certificate may not be reproduced other than in full. Extracts may be taken only with permission of the Physikalisch-Technische Bundesanstalt.

1. General information

1.1 Scope of the calibration

Calibration of the dosimeter in terms of air kerma.

1.2 W - value

The reference value of the air kerma as obtained by the primary standard measurement is based on $(W/e)_{\text{air}} = (33,97 \pm 0,05) \text{ V}$.

1.3 Conditions prevailing during the calibration (see also 2.1)

1.3.1 Radiation

X-radiation produced with constant potential generator.

1.3.2 Climatic conditions

temperature:	18,3°C to 18,6°C
air pressure:	1007,6 hPa to 1008,3 hPa
rel. humidity:	around 50%

1.3.3 Geometrical arrangement

1.3.3.1 Direction of radiation incidence

The white line on the stem facing the radiation source.

1.3.3.2 Reference point of the detector

Geometrical centre of the chamber.

1.3.3.3 Point of test

The reference point of the detector was positioned in the central beam at a distance a from the radiation source.

1.3.4 Leakage current

The effect of leakage currents was eliminated by appropriate corrections.

2. Results of the calibration

The calibration factor is the ratio of the conventional true value of the quantity to be measured to the indication of the instrument to be tested. The value of the air kerma, K_a , to be measured in units of Grays (Gy) is obtained from the reading, M :

$$K_a = N_K * M * k_Q * k_p$$

N_K : calibration factor in terms of the air kerma,
reference conditions $T=20^\circ\text{C}$, $p=1013,25$ hPa

k_Q : correction factor for the radiation quality Q

k_p : correction factor for the density of air,
reference conditions $T=20^\circ\text{C}$, $p=1013,25$ hPa

2.1 Calibration factor for the reference radiation quality and correction factors k_Q for other radiation qualities

2.1.1 Ionisation chamber 20X5-3 S/N 20647

- | | | | |
|-------------------------|---|-------------------------|---|
| Q | radiation quality | d | diameter of the radiation field at the point of test (50% isodose) |
| b | additional filtration | k_Q | correction factor for the radiation quality Q |
| s_1 | first half value layer | K_a | air kerma rate |
| a | distance between source and point of test | U | rel. Uncertainty of $N_K * k_Q$ according to the 'Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement' (ISO, 1995) as derived from the standard uncertainty by applying a coverage factor $k = 2$ |
| N_K | calibration factor in terms of air kerma K_a for reference radiation quality RQR 5*; potential of the high voltage electrode: +300V potential of the collector electrode: ~0V | | |

$$N_K = 1,032 \cdot 10^7 \text{ Gy/C}$$

Q^*	b^* in mm	s_1 in mm Al	a in cm	d in cm	K_a in mGy/min	k_Q	U in %
RQR2	2,49 Al	1,45	100	8	9,36	1,017	0,77
RQR3	2,46 Al	1,79	100	8	25,62	1,011	0,77
RQR4	2,68 Al	2,21	100	8	23,34	1,005	0,77
RQR5	2,83 Al	2,59	100	8	22,07	1	0,77
RQR6	2,99 Al	3,02	100	8	21,22	0,996	0,77
RQR7	3,18 Al	3,50	100	8	20,80	0,992	0,77
RQR8	3,36 Al	4,00	100	8	20,27	0,989	0,77
RQR9	3,73 Al	5,02	100	8	19,46	0,984	0,77
RQR10	4,38 Al	6,63	100	8	14,25	0,977	0,77

* Inherent filtration: 7 mm Be

+ denomination of radiation qualities according to IEC 61267: 2005-11

Physikalisch-Technische Bundesanstalt



Seite 5 zum Kalibrierschein vom 2007-11-26, Kalibrierzeichen: 5535
Page 5 of calibration certificate of 2007-11-26, calibration mark: 5535

Die Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) in Braunschweig und Berlin ist das nationale Metrologieinstitut und die technische Oberbehörde der Bundesrepublik Deutschland für das Messwesen und Teile der Sicherheitstechnik. Die PTB gehört zum Dienstbereich des Bundesministeriums für Wirtschaft und Technologie. Sie erfüllt die Anforderungen an Kalibrier- und Prüflaboratorien auf der Grundlage der DIN EN ISO/IEC 17025.

Zentrale Aufgabe der PTB ist es, die gesetzlichen Einheiten in Übereinstimmung mit dem Internationalen Einheitensystem (SI) darzustellen, zu bewahren und – insbesondere im Rahmen des gesetzlichen und industriellen Messwesens – weiterzugeben. Die PTB steht damit an oberster Stelle der metrologischen Hierarchie in Deutschland. Kalibrierscheine der PTB dokumentieren die Rückführung des Kalibriergegenstandes auf nationale Normale.

Dieser Ergebnisbericht ist in Übereinstimmung mit den Kalibrier- und Messmöglichkeiten (CMCs), wie sie im Anhang C des gegenseitigen Abkommens (MRA) des Internationalen Komitees für Maße und Gewichte enthalten sind. Im Rahmen des MRA wird die Gültigkeit der Ergebnisberichte von allen teilnehmenden Instituten für die im Anhang C spezifizierten Messgrößen, Messbereiche und Messunsicherheiten gegenseitig anerkannt (nähere Informationen unter <http://www.bipm.org>).



The Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) in Braunschweig and Berlin is the National Metrology Institute and the highest technical authority of the Federal Republic of Germany for the field of metrology and certain sectors of safety engineering. The PTB comes under the auspices of the Federal Ministry of Economics and Technology. It meets the requirements for calibration and testing laboratories as defined in the EN ISO/IEC 17025.

It is fundamental task of the PTB to realize and maintain the legal units in compliance with the International System of Units (SI) and to disseminate them, above all within the framework of legal and industrial metrology. The PTB thus is on top of the metrological hierarchy in Germany. Calibration certificates issued by it document that the object calibrated is traceable to national standards.

This certificate is consistent with Calibration and Measurement Capabilities (CMCs) that are included in Appendix C of the Mutual Recognition Arrangement (MRA) drawn up by the International Committee for Weights and Measures (CIPM). Under the MRA, all participating institutes recognize the validity of each other's calibration and measurement certificates for the quantities, ranges and measurements uncertainties specified in Appendix C (for details see <http://www.bipm.org>).

Physikalisch-Technische Bundesanstalt
Bundesallee 100
38116 Braunschweig
DEUTSCHLAND

Abbestraße 2-12
10587 Berlin
DEUTSCHLAND

Apêndice C

Protocolo de Calibração

O protocolo de calibração apresentado a seguir é uma importante contribuição para os sistemas de calibração fornecidos pelo LNMRI na área de radiologia diagnóstica. Serão apresentados os requisitos a serem preenchidos na implantação desse sistema e servirão como base para o documento final. O objetivo é auxiliar na padronização do LNMRI para a calibração de medidores não invasivos de tensão na grandeza PPV.

De posse de todos os instrumentos de medição e o aparelho a ser calibrado, o usuário deverá seguir as seguintes orientações:

- * Permitir tempo suficiente para aclimatização da câmara de ionização padrão ou de referência e do instrumento a ser calibrado.
- * Checar a funcionalidade de ambos os aparelhos e os instrumentos auxiliares para o sistema de calibração (cabos, termômetro, barômetro, eletrômetro, polaridade etc).
- * Posicionar a câmara de ionização padrão ou de referência com o ponto de referência no ponto de teste. O ponto de teste do LNMRI é o ponto que dista 1 m do tubo de raios X. Isto é conseguido com o sistema laser do Laboratório.
- * Medir temperatura, pressão atmosférica e umidade. Isto pode ser feito com ajuda do programa LABVIEW.
- * Fixar o valor de corrente no tubo de raios X. Neste trabalho, a corrente foi fixada com o valor de 10 mA.
- * Preirradiar a câmara de ionização por um período de vinte minutos, preservando sua polaridade. A polaridade da câmara padrão do LNMRI é positiva.
- * Verificar a existência de corrente de fuga na câmara ou nos cabos conectores. Em caso positivo, seguir procedimento para retirada de corrente espúria da câmara ou dos cabos. Caso negativo, prosseguir com as orientações seguintes.

- * Posicionar o fantoma de acrílico entre o tubo de raios X e a câmara. O esquema do arranjo experimental está representado pela figura III. 6.
- * Fazer cinco medições para cada valor de tensão da faixa de interesse. Os dados são registrados automaticamente pelo LABVIEW numa planilha. Juntamente com a planilha de coleta de dados, o LABVIEW abre uma outra planilha destinada para os cálculos correspondentes à aquisição de dados. O usuário pode inserir equações de correções ou outras relações matemáticas (algoritmos) de interesse em questão.
- * Determinar os valores de kerma no ar.
- * Introduzir uma placa de alumínio de 1 mm de espessura conforme o esquema do arranjo experimental citado anteriormente.
- * Repetir as cinco medições para cada valor de tensão da faixa de energia em estudo.
- * Determinar os correspondentes valores de kerma no ar.
- * Calcular os valores da grandeza PPV.
- * Retirar a câmara de ionização do ponto de teste, o fantoma de acrílico e a placa de alumínio.
- * Posicionar o instrumento a ser calibrado no ponto de teste.
- * Fazer cinco medições para cada valor de tensão da faixa de interesse.
- * Determinar os valores do PPV.
- * Calcular o fator de calibração.
- * Produzir um certificado de calibração.