



AVALIAÇÃO DA DOSE NA TIREÓIDE E NAS GLÂNDULAS SALIVARES EM
RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA UTILIZANDO DOSIMETRIA
TERMOLUMINESCENTE

Natalia de Oliveira Mantuano Guerra

Dissertação de Mestrado 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 Mestre em Engenharia Nuclear.

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Samanda Cristine Arruda Correa

Rio de Janeiro

Novembro de 2011

AVALIAÇÃO DA DOSE NA TIREÓIDE E NAS GLÂNDULAS SALIVARES EM
RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA UTILIZANDO DOSIMETRIA
TERMOLUMINESCENTE

Natalia de Oliveira Mantuano Guerra

DISSERTAÇÃO 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 MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

Prof. Ademir Xavier da Silva, D. Sc

Dra. Samanda Cristine Arruda Correa, D. Sc

Dra. Lucía Viviana Canevaro, D. Sc

Dra. Cláudia Lúcia de Pinho Maurício, D. Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

NOVEMBRO DE 2011

Guerra, Natalia de Oliveira Mantuano

Avaliação da dose na tireóide e glândulas salivares em radiologia odontológica utilizando dosimetria termoluminescente/ Natalia de Oliveira Mantuano Guerra.- Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE,2011.

XVI, 78 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ademir Xavier da Silva

Samanda Cristine Arruda Correa

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Nuclear, 2011.

Referências Bibliográficas: p. 71-77.

1. Radiologia odontológica. 2. Dose. 3. Glândulas salivares. 4. Tireóide. 5. Dosimetria termoluminescente.

I. Silva, Ademir Xavier, et al. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear.

III. Título.

Agradecimentos

À Deus, por ser meu sustento, minha fonte de esperança e por ter me concedido a oportunidade de estar concluindo mais uma etapa na minha vida acadêmica e profissional.

Ao meu esposo Leandro por toda compreensão, apoio incondicional, companheirismo e carinho nos momentos em que mais precisei. Te amo muito!

Aos meus pais e familiares pelo apoio e intercessão, para que mais esta etapa fosse vencida.

Aos meus orientadores Prof^o Ademir e Prof^a Samanda pela confiança, sugestões e apoio nas decisões a serem tomadas durante o desenvolvimento deste trabalho.

Às minhas orientadoras externas, Prof^a Lucía Canevaro e Cláudia Maurício pelo fornecimento dos recursos necessários a realização deste trabalho, por todo tempo dispensado, pelo conhecimento fornecido e pelas recomendações feitas que enriqueceram a conclusão deste trabalho.

Aos funcionários do laboratório de Dosimetria termoluminescente, Sergio, Marcos e Rô, pela colaboração ao utilizar a instrumentação do laboratório e pelo socorro quando imprevistos ocorriam.

Ao Prof^o Cláudio Domingues, pela colaboração, atenção e disponibilidade do uso do laboratório odontológico (IRD).

À amiga, Maylla, por toda palavra de ânimo, pela troca de experiências que não nos fizeram desistir, mas prosseguir até o fim. Conseguimos!!!!

Ao amigo Sergio Ricardo pelo apoio e incentivo dado no período de finalização da tese.

Aos amigos Washington e Teresa, que tanto torceram para o sucesso deste trabalho e a conclusão do mesmo. Agradeço por todo carinho!

Ao mestre com carinho, Martins obrigado por toda fé e confiança em mim depositada, você foi extremamente importante e fundamental para o meu desenvolvimento profissional. Nunca esquecerei de você!

Agradeço a todos que direta ou indiretamente estiveram me auxiliando na elaboração deste trabalho e me ajudando a evoluir.

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

AVALIAÇÃO DA DOSE NA TIREÓIDE E NAS GLÂNDULAS SALIVARES EM
RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA UTILIZANDO DOSIMETRIA
TERMOLUMINESCENTE

Natalia de Oliveira Mantuano Guerra

Novembro / 2011

Orientadores: Ademir Xavier da Silva

Samanda Cristine Arruda Correa

Programa: Engenharia Nuclear

A radiologia odontológica é o principal exame complementar para a conclusão de diagnósticos de doenças orais. Contudo, diversas pesquisas têm evidenciado um aumento do risco associado a esta modalidade médica na incidência de tumores nas glândulas salivares e tireóide. O objetivo principal deste estudo é estimar a dose absorvida na tireóide e nos três pares de glândulas salivares em um exame periapical completo (EPC). O exame foi feito utilizando um simulador *Alderson Rando*, detectores termoluminescentes (TLD), um equipamento de raios X *Spectro 70X Seletronic* e o sistema dosimétrico PTW DIADOS. Alguns TLDs foram inseridos dentro das fatias do simulador correspondentes aos órgãos de interesse e o restante na pele para medir o nível de exposição na superfície de entrada. Foram feitas as conversões necessárias para calcular o valor da dose absorvida no órgão de interesse e analisar os resultados. Considerando o EPC, a dose máxima registrada foi de 3,78 mGy para a glândula submandibular e a mínima de 1,80 mGy para a tireóide. As doses na superfície de entrada variaram de 2,14 mGy até 2,61 mGy nas técnicas de molar superior e inferior, respectivamente. Baseado nas conclusões alcançadas sugere-se realizar maiores estudos que avaliem a dose absorvida por órgãos críticos durante a realização deste e outros exames radiográficos odontológicos.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M. Sc.)

ASSESSMENT OF DOSE IN THYROID AND SALIVARY GLANDS IN DENTAL
RADIOLOGY USING THERMOLUMINESCENT DOSIMETRY

Natalia de Oliveira Mantuano Guerra

November / 2011

Advisors: Ademir Xavier da Silva

Samanda Cristine Arruda Correa

Department: Nuclear Engineering

Dental radiology is the main supplementary examination for the completion of the diagnoses of oral diseases. However, several researches have provided evidence of risk of salivary and thyroid glands tumours incidence, associated with oral radiology. The main objective of this study is to estimate the absorbed dose in the thyroid gland and the three pairs of salivary glands during a complete periapical examination (CPE). The examination was simulated using an Alderson Rando phantom with thermoluminescent detectors (TLD), X-ray equipment Spectro 70X Seletronic and dosimetric system PTW DIADOS. Some TLDs were inserted within the slices of phantom corresponding to the organs of interest and the rest TLDs were also placed on the skin in X rays beam center to measure the entrance surface dose. The necessary conversions were made to calculate the value of the absorbed dose in the body of interest and to analyze the results. Whereas the CPE, up to a maximum dose was 3.78 mGy to the submandibular gland and the minimum of 1.80 mGy to the thyroid. Entrance surface doses ranged from 2.14 to 2.61 mGy, doses for the upper molar and lower radiographic technique, respectively. Based on the conclusions reached suggest further studies be conducted to assess the absorbed dose to critical organs during the course of this and other dental radiographic examinations.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1. Considerações gerais	1
1.2. Relevância	3
1.3. Objetivos	4

CAPÍTULO 2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Radiologia odontológica	5
2.2. Radiografia periapical	8
2.2.1. Parâmetros da técnica radiográfica: Bissetriz	9
2.3. Exame periapical completo	13
2.4. Grandezas dosimétricas e de radioproteção	14
2.4.1. Kerma (K)	15
2.4.2. Kerma incidente no ar (Ki)	15
2.4.3. Kerma no ar na superfície de entrada (Ke)	15
2.4.4. Exposição (X)	16
2.4.5. Dose absorvida (D)	16
2.4.6. Equivalente de dose (H)	17
2.4.7. Dose equivalente (HT)	17
2.4.8. Dose efetiva (E)	18
2.5. Radioproteção aplicada à radiologia odontológica	20
2.6. Normas e recomendações aplicáveis à radiologia odontológica	21
2.6.1. Portaria Nº 453	21
2.6.2. NCRP Report Nº 145, “Radiation Protection in dentistry”	25

2.6.3. “Radiation Protection 136: European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe uses of radiographs in dental practice.”	26
2.7. Dosimetria termoluminescente.....	27
2.7.1. Materiais termoluminescentes	28
2.7.2. Sistema de dosimetria termoluminescente.....	28
2.7.2.1. Leitor TL.....	29
2.7.2.2. Forno de tratamento térmico.....	29
2.7.3. Tratamentos térmicos.....	29
2.8. Dose de radiação em radiologia odontológica	30
2.8.1. Dose nos órgãos críticos: Tireóide e Glândulas salivares	31

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Testes de controle de qualidade	37
3.1.1. Cálculo da camada semi-redutora (CSR).....	38
3.1.2. Avaliação do tamanho de campo de irradiação	40
3.1.3. Verificação da exatidão do tempo de exposição.....	41
3.1.4. Verificação da exatidão da tensão.....	42
3.1.5. Avaliação da reprodutibilidade da taxa de kerma no ar	43
3.2. Utilização dos detectores termoluminescentes	43
3.2.1 Seleção e leitura dos detectores	43
3.2.2. Realização das exposições	46
3.2.3 Cálculo do fator de calibração diário do sistema.....	48
3.2.4. Determinação da dose na superfície de entrada.....	48
3.2.5. Execução do exame periapical completo.....	50
3.3. Análise e tratamento dos dados.....	52
3.3.1. Estimativa da dose na superfície de entrada.....	52
3.3.2. Estimativa da dose absorvida nos órgãos	53

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Testes de controle de qualidade	55
4.1.1 Cálculo da camada semi-redutora (CSR).....	55
4.1.2 Avaliação do tamanho de campo de irradiação	56
4.1.3 Verificação da exatidão do tempo de exposição.....	56
4.1.4. Verificação da exatidão da tensão.....	57
4.1.5. Avaliação da reprodutibilidade da taxa de kerma no ar	58
4.2. Utilização dos detectores termoluminescentes	59
4.2.1 Cálculo do fator de calibração diário dos detectores	60
4.2.2. Determinação da dose na superfície de entrada.....	60
4.3. Análise e tratamento dos dados.....	62
4.3.1. Estimativa da dose absorvida nos órgãos	64
4.3.2. Estimativa da dose equivalente e análise comparativa	66

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES E SUGESTÕES

5.1. Conclusões	68
5.2. Sugestões.....	70

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	71
---------------------------------	----

ANEXO A.....	78
--------------	----

LISTA DE FIGURAS

- Figura 2.1:** Componentes básicos de um equipamento de raios X odontológico móvel: 1) cabeçote do raios X, 2) Braço articulado e 3) Caixa timer (marcador de tempo ligado ao controle remoto) [25]. 6
- Figura 2.2:** Componentes da fonte de radiação no equipamento odontológico. 1) Cabeçote, 2) Tubo de raios X, 3) Óleo, 4) Acrílico, 5) Filtro de Alumínio (1,5 mm de Al), 6) Colimador primário, 7) Colimador secundário, 8) Tampa de vedação, 9) Cilindro colimador e 10) Ponto focal [25]. 7
- Figura 2.3:** Esquema demonstrativo da técnica da bissetriz [6]. 9
- Figura 2.4:** Radiografias periapicais com erros de posicionamento: dentes encurtados (imagem à esquerda) e dentes alongados (imagem à direita). 11
- Figura 2.5:** Posicionamento do paciente: (a) com o auxílio do paciente e (b) através do posicionador, ambos para a técnica periapical de caninos superiores esquerdo [26]. 11
- Figura 2.6:** Esquema da técnica do paralelismo [6]. 12
- Figura 2.7:** Posicionamento do paciente para a técnica do paralelismo nos caninos superiores esquerdo [26]. 13
- Figura 2.8:** Radiografias de um exame periapical completo [31]. 14
- Figura 2.9:** Posição anatômica das glândulas salivares de ducto parotídeo. 33

Figura 2.10: Arranjo de cabeça-pescoço do simulador Alderson-Rando [64].	35
Figura 3.1: Equipamento de raios X Spectro 70X Seletronic utilizado no trabalho.	37
Figura 3.2: Controle do equipamento Seletronic 70X com legenda [25].	38
Figura 3.3: Dispositivo de teste não-invasivo: Victoreen, Modelo 4000M+.	39
Figura 3.4: Posicionamento da placa de Al para determinar a CSR.	40
Figura 3.5: <i>Kit</i> postal contendo um filme odontológico em seu interior para medição do diâmetro do campo [29,45].	41
Figura 3.6: Posicionamento do tubo em relação ao detector para verificação da exatidão do tempo de exposição: (a) visão de frente (b) visão lateral.	42
Figura 3.7: Leitora Harshaw 3500 com a gaveta de inserção dos TLDs aberta (detalhe à direita).	44
Figura 3.8: Reta de regressão de um dos TLDs selecionados cujo coeficiente angular foi de 7,1692 nC/mGy e linear de 0,3838 nC.	45
Figura 3.9: Forno PTW-TLD do SEMEX/IRD.	46
Figura 3.10: Sistema medidor PTW DIADOS (eletrômetro e detector).	47
Figura 3.11: À esquerda: posicionamento do detector PTW na saída do feixe. À direita: posicionamento do conjunto de TLDs na superfície do	

simulador. Ambos para a técnica da bisettriz do grupo dos incisivos inferiores.49

Figura 3.12: À direita: fatia 6 do simulador correspondente às glândulas parótidas. Centro: Fatia 7 do simulador correspondente às glândulas submandibular (acima) e sublingual (abaixo). À esquerda: fatia 9 do simulador correspondente aos lobos da tireóide.....52

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1: Ângulos verticais de referência para a técnica da bisettriz [6].	10
Tabela 2.2: Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva [12].	18
Tabela 2.3: Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva [11].	19
Tabela 2.4: Limites de dose anuais (mSv) estabelecidos pela CNEN NN 3.01 [36].	21
Tabela 3.1: Técnicas para as radiografias da arcada superior (maxilar).	51
Tabela 3.2: Técnica utilizada nas radiografias d arcada inferior (mandibular).....	51
Tabela 4.1: CSR do equipamento Spectro 70X Seletronic, DabiAtlante..	55
Tabela 4.2: Resultados do cálculo da exatidão do tempo de exposição. ...	56
Tabela 4.3: Exatidão da tensão do tubo para a técnica de incisivo central superior (ICS).....	57
Tabela 4.4: Exatidão da tensão do tubo para a técnica de molar superior direito.	57
Tabela 4.5: Reprodutibilidade da exposição para a técnica de incisivo central superior.....	58

Tabela 4.6: Reprodutibilidade da exposição para a técnica de molar superior direito.....	58
Tabela 4.7: Resultados do fator F_c para cada dia de avaliação dos TLDs.	60
Tabela 4.8: Resultados de kerma no ar e tempo determinados pelo PTW DIADOS para cada incidência do exame periapical completo, com seus desvios-padrões associados.....	61
Tabela 4.9: Leitura dos dosímetros quando expostos na superfície do simulador.....	62
Tabela 4.10: Fatores de conversão para o exame periapical completo.....	63
Tabela 4.11: Doses nos órgãos para cada incidência da arcada superior (maxila).....	64
Tabela 4.12: Doses nos órgãos para cada incidência da arcada inferior (mandíbula).....	65
Tabela 4.13: Dose absorvida no exame periapical completo por glândula.....	66
Tabela 4.14: Comparativo da dose equivalente para as glândulas salivares e tireóide.....	67

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ICRP – *International Commission on Radiological Protection* (Comissão Internacional de Proteção Radiológica)

INCA - Instituto Nacional do Câncer

kV – quilovoltagem

ICRU - *International Commission on Radiation Units & Measurements* (Comissão Internacional de Medidas e Unidades de Radiação)

IAEA – *International Atomic Energy Agency* (Agência Internacional de Energia Atômica)

Kerma - *Kinectic energy released per unit of mass*

Gy – gray

K_e - kerma no ar na superfície de entrada

X – exposição

D – dose absorvida

RBE - eficiência biológica relativa

H – Equivalente de dose

E – Dose efetiva

w_T - fatores de peso do tecido

CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear

mSv – milisieverts

OMS - Organização Mundial da Saúde

IRD - Instituto de Radioproteção e Dosimetria

CSR - camada semi-redutora

DFP - Distância foco-pele

ICS – incisivos centrais superiores

MSE – molares superiores esquerdo

MSD – molares superiores direito

SEMEX/IRD - Laboratório de Monitoração Externa do IRD

mGy – miligray

CSD – caninos superiores direito

CSE – caninos superiores esquerdo

PMSD – pré-molares superiores direito

PMSE – pré-molares superiores esquerdo

PMID – pré-molares inferiores direito
PMIE – pré-molares inferiores esquerdo
ICI – incisivos centrais inferiores
MID – molares inferiores direito
MIE – molares inferiores esquerdo
CID – caninos inferiores direito
TD – lobo direito da tireóide
TE – lobo esquerdo da tireóide
SMD – glândula submandibular direita
SME – glândula submandibular esquerda
SLD – glândula sublingual direita
SLE – glândula sublingual esquerda
PD – glândula parótida direita
PE – glândula parótida esquerda

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1. Considerações gerais

A radiologia odontológica é uma ferramenta útil e extremamente necessária para diagnosticar e tratar de doenças orais tais como cáries, doenças periodontais (doenças infecto-inflamatórias que acometem os tecidos de sustentação e suporte dos dentes), tratamentos ortodônticos (correção do posicionamento dos dentes e ossos maxilares), patologias orais e implantes dentários, sendo atualmente o principal exame complementar para a conclusão de diagnósticos [1,2]. Em inúmeras situações, a presença e extensão de muitas das condições patológicas ou anomalias somente podem ser avaliadas por meio deste exame, além de ser um poderoso instrumento para o acompanhamento da evolução de tratamentos [2,3]. Estes fatores, acompanhados da grande disseminação de clínicas odontológicas, têm tornado esta modalidade de diagnóstico uma das principais causas de exposição humana a radiação ionizante [3,4].

Basicamente podem-se dividir as radiografias odontológicas em: intra-orais e extra-orais. As radiografias do tipo intra-oral são mais utilizadas em consultórios odontológicos, enquanto as radiografias extra-orais são mais empregadas em pacientes que se submeterão a tratamentos ortodônticos [5]. As incidências radiográficas extra-orais são classificadas em: periapical, *bitewing* (interproximal) e oclusal. A técnica abordada neste estudo consiste no exame periapical completo, pois este é um dos exames odontológicos mais requisitados. Através desta técnica é possível atender a diversas indicações clínicas rotineiras, no entanto por ser constituído por 14 radiografias no mínimo, oferece ao paciente uma dose maior de radiação do que uma única radiografia periapical [6].

A fim de realizar o exame periapical completo pode-se utilizar duas técnicas: paralelismo e bissetriz.

Trabalhos desenvolvidos nos estados de São Paulo e Pernambuco têm verificado que as radiografias extra e intra-orais têm sido excessivamente utilizadas, correspondendo a 30% do número de radiografias anuais realizadas, como estima um levantamento realizado entre 1991 e 1996 [4,7].

As baixas doses de radiação associadas a exames radiográficos odontológicos são responsáveis por efeitos essencialmente estocásticos, como por exemplo, câncer induzido por radiação [8,9]. Quanto às altas doses de radiação existe um consenso entre os membros da comunidade científica de que estas possuem grande probabilidade de produzir danos ao organismo, principalmente nos órgãos denominados críticos, como tireóide, gônadas e medula óssea. Todavia, não existe um risco bem definido quando se estuda baixas doses de radiação, como as que são produzidas em radiografias odontológicas [10].

Os órgãos da região da cabeça-pescoço considerados como críticos quando expostos a radiografias odontológicas são: tireóide, cristalino e glândulas salivares, além do cérebro que tem sido englobado em estudos de dose [3,10]. Em 2007, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) publicou o documento intitulado de *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, número 103 que deu um maior enfoque em órgãos que antes eram desconsiderados para cálculos dosimétricos ou que eram subestimados quanto a sua radiosensibilidade [11]. Este novo documento baseado em estudos epidemiológicos e radiobiológicos atribuem um peso um centésimo menor ao referenciado na publicação número 60 da ICRP para a tireóide e incluem o valor de 0,01 para as glândulas salivares e cérebro, que antes não eram contabilizados isoladamente [3,11-13]. Evidentemente que a modificação deste fator implica em variações consideráveis em trabalhos descritos na literatura [13].

1.2. Relevância

Apesar do câncer de glândula salivar ser uma doença rara quando comparada com demais cânceres existentes a incidência de tumores neste órgão tem crescido anualmente [14,15]. Pesquisas relacionaram o surgimento destas neoplasias a diversos fatores como o uso intenso de celular, radiação ultravioleta do tipo B, entre outros, porém estudos têm confirmado a associação de tumores malignos nas glândulas salivares e a radiologia odontológica [3,15,16].

A respeito do câncer da tireóide, considera-se o carcinoma de tireóide o mais comum da região da cabeça e pescoço e sua probabilidade de ocorrência é três vezes maior no sexo feminino, segundo o Instituto Nacional do Câncer (INCA). No Brasil correspondeu a 1,3% de todos os casos de câncer matriculados no INCA de 1994 a 1998, e a 6,4% de todos os cânceres da cabeça e pescoço [17].

Alguns trabalhos têm sido publicados utilizando a dosimetria termoluminescente, detectores de leitura direta, simulador Alderson-Rando ou medidas nos pacientes para avaliar a dose em órgãos críticos da região da cabeça-pescoço na radiologia odontológica, na maioria deles em exames do tipo panorâmico [3,13,18,19]. Entretanto, devido à atribuição do fator de peso das glândulas salivares pela ICRP 103, poucos estudos têm sido apresentados considerando tais informações e fornecendo à literatura dados a respeito da ordem de grandeza da dose recebida por estes órgãos nas diversas modalidades da radiologia odontológica [10,13,20].

Este trabalho utilizará um equipamento de raios X odontológico, cujo fabricante detém mais de 90% do mercado nacional para aplicações em universidades e mais de 80 mil consultórios [21]. Este fato ressalta a importância de estudos mais aprofundados quanto à dose fornecida por este equipamento, já que a marca Dabi Atlante possui uma quantidade expressiva de equipamentos em operação no território nacional.

1.3. Objetivos

O objetivo principal deste estudo é estimar a dose absorvida na tireóide e nos três pares de glândulas salivares (parótida, submandibular e sublingual) de pacientes do sexo masculino em um exame radiográfico odontológico do tipo intra-oral e analisar as variações de dose existentes entre estes órgãos. O paciente do sexo masculino será representado pelo simulador Alderson Rando.

A fim de que o objetivo principal deste trabalho seja alcançado, foram estabelecidas as seguintes metas:

- Proceder à calibração de um lote de detectores termoluminescentes de fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio, fabricados pela Harshaw e comercialmente denominado de TLD-100 e selecionar uma quantidade de dosímetros que apresente a menor incerteza;
- Realizar testes de controle de qualidade no equipamento odontológico utilizado e analisar a conformidade de cada parâmetro considerado;
- Executar todas as incidências radiográficas que compõem um exame periapical completo, considerando as angulações, distâncias foco-paciente e tempos de exposição.

Portanto, a partir dos resultados apresentados neste trabalho almeja-se também fornecer a literatura dados experimentais referentes a estes órgãos quando expostos ao exame periapical completo.

CAPÍTULO 2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Radiologia odontológica

A radiologia odontológica é o ramo da odontologia que se destina ao estudo de órgãos e estruturas internas da cavidade oral, visualizadas através de imagens obtidas a partir da utilização de raios X. Pode ter como finalidade o acompanhamento, planejamento de tratamentos e o diagnóstico de algumas patologias orais.

A História da Radiologia Odontológica iniciou-se ainda em 1895, quando o Dr. Otto Walkhoff fez a primeira radiografia dentária, da sua própria boca, empregando uma placa fotográfica de vidro envolta em papel preto, com um tempo de exposição de 25 minutos. Após três anos, chegou ao Brasil o primeiro aparelho de raios X da América Latina, este havia sido enviado por Röntgen ao médico José Carlos Ferreira Pires do estado de Minas Gerais. Em 1899, Edmund Kells foi o primeiro cirurgião-dentista a utilizar os raios X para verificar se o canal radicular havia sido bem obturado. Suas radiografias eram obtidas com um tempo de exposição e revelação bastante longos [5,22].

Basicamente podem-se dividir as radiografias odontológicas em: intra-orais e extra-orais. As radiografias do tipo intra-oral são mais utilizadas em consultórios odontológicos, enquanto as radiografias extra-orais são mais empregadas em pacientes que se submeterão a tratamentos ortodônticos. As incidências radiográficas extra-orais são: periapical, *bitewing* (interproximal) e oclusal [5,6].

Segundo um estudo realizado em 1990, os exames dentários representam cerca de 20% do total de exames radiográficos feitos no Brasil [23]. Este é um dos poucos trabalhos que realizaram um levantamento da quantidade de exames odontológicos executados no Brasil. O mesmo foi feito para países da União Europeia que apresentou o valor mínimo de 191.000 radiografias odontológicas em Luxemburgo e o máximo de 22.520.000 na Alemanha, durante o ano de 2001 [3]. Em 2009, divulgou-se um levantamento da dose

de radiação e da frequência de exames que empregam radiação ionizante durante o período de 1950 a 2007 nos Estados Unidos, tendo sido estimado um total de 54 milhões de procedimentos radiográficos odontológicos em 1964 e 500 milhões de exames *bitewing* em 2006 [24].

De um modo geral, o equipamento de raios X odontológico obedece aos mesmos princípios físicos e composição dos aparelhos utilizados em radiologia médica, normalmente possuem pouca potência com mobilidade fixa ou móvel [6]. São compostos basicamente de uma base de sustentação, cabeçote de raios X com cilindro localizador acoplado, braço articulado e caixa *timer* (marcador de tempo), como mostra a Figura 2.1.

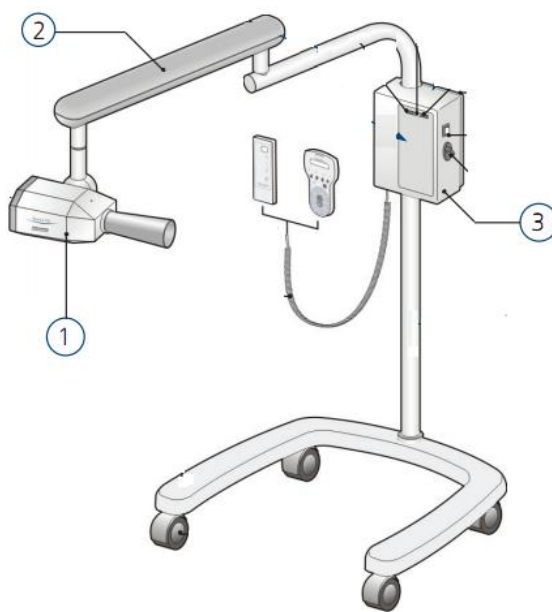


Figura 2.1: Componentes básicos de um equipamento de raios X odontológico móvel: 1) cabeçote do raios X, 2) Braço articulado e 3) Caixa timer (marcador de tempo ligado ao controle remoto) [25].

A Figura 2.2 indica quais são os principais componentes de um equipamento odontológico. A função de alguns dos componentes citados na ilustração está descrita abaixo:

- Cabeçote: é o arcabouço que protege os componentes internos do equipamento do meio externo.
- Tubo de raios X: é o local onde os elétrons irão ser acelerados e direcionados para colidirem com o anteparo e produzirem assim a partir do freamento destas partículas, os fótons de raios X, ou seja, o feixe primário.
- Óleo: que circunda o tubo de raios X tem como função dissipar o calor produzido pelo freamento dos elétrons, que converteram a energia cinética adquirida em aproximadamente 99% de calor e 1% apenas de Raios X.
- Filtro de alumínio: tem como finalidade principal remover os fótons de baixa energia do feixe, pois estes não contribuirão para a formação da imagem, mas tão somente para o aumento de dose no paciente.
- Colimadores: são utilizados para limitar o campo de raios X à região que deverá ser examinada. Em radiologia odontológica eles podem assumir o formato circular ou retangular.

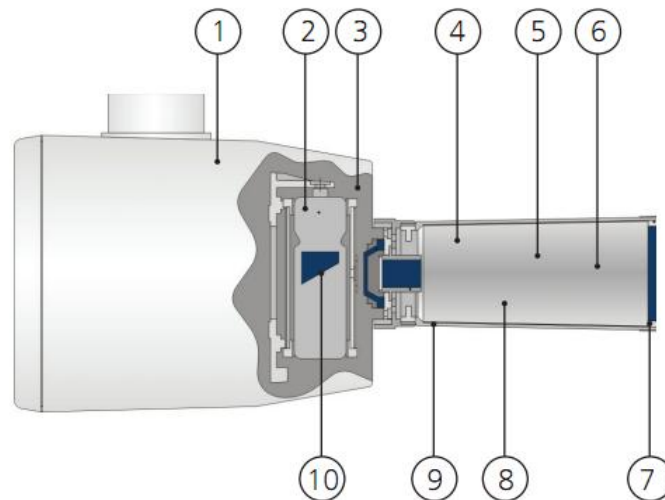


Figura 2.2: Componentes da fonte de radiação no equipamento odontológico. 1) Cabeçote, 2)Tubo de raios X, 3) Óleo, 4) Acrílico, 5) Filtro de Alumínio (1,5 mm de Al), 6) Colimador primário, 7) Colimador secundário, 8) Tampa de vedação, 9) Cilindro colimador e 10) Ponto focal [25].

Na maioria dos equipamentos odontológicos a quilovoltagem e a miliamperagem são fixas podendo ser compensadas pelas variações existentes na corrente elétrica. As tensões nominais oscilam entre 50 e 70 kVp e a corrente entre 7 a 10 mA, para grande parte dos equipamentos disponíveis no mercado [6].

2.2. Radiografia periapical

A radiografia periapical consiste em uma radiografia intra-oral que tem como finalidade revelar o dente e o osso alveolar circunvizinho. Cada radiografia obtida permite visualizar de dois a quatro dentes e o osso [6,26].

As principais indicações clínicas que justificam a necessidade de realizar uma radiografia periapical são: fraturas, observação do tamanho e forma do dente, número de raízes e condutos radiculares, avaliação da presença e do posicionamento de dentes inclusos, acompanhar o desenvolvimento de dentes permanentes, avaliação de implantes dentários, observação de infecções e inflamações, entre outros [3,6, 27].

A fim de se obter a radiografia periapical, podem ser realizadas duas técnicas radiográficas básicas: a técnica do paralelismo e a técnica da bisettriz. A técnica da bisettriz foi desenvolvida em 1907 por Cieszynski, que elaborou a "regra da bisettriz" ou "regra de Cieszynski". Posteriormente, a técnica do paralelismo foi desenvolvida e aprimorada, pois necessitava, para sua execução, distâncias focais maiores e tempos de exposição longos.

Diversos estudos compararam as duas técnicas quanto a sua facilidade de execução e qualidade da imagem em procedimentos endodônticos, e concluíram que a técnica do paralelismo se mostra mais eficiente no que diz respeito a estes dois parâmetros [22].

2.2.1. Parâmetros da técnica radiográfica: Bissetriz

A técnica da bissetriz fundamenta-se na lei isométrica de Cieszinski: “A imagem projetada no filme tem o mesmo comprimento e as mesmas proporções do objeto (dente), contanto que o feixe de raios X central seja perpendicular à bissetriz do ângulo formado pelo filme e objeto (dente)” [6,26].

Esta técnica proporciona um posicionamento relativamente simples, rápido e confortável para o paciente durante a sua realização. O princípio envolvido na execução da técnica da bissetriz encontra-se ilustrado na Figura 2.3.

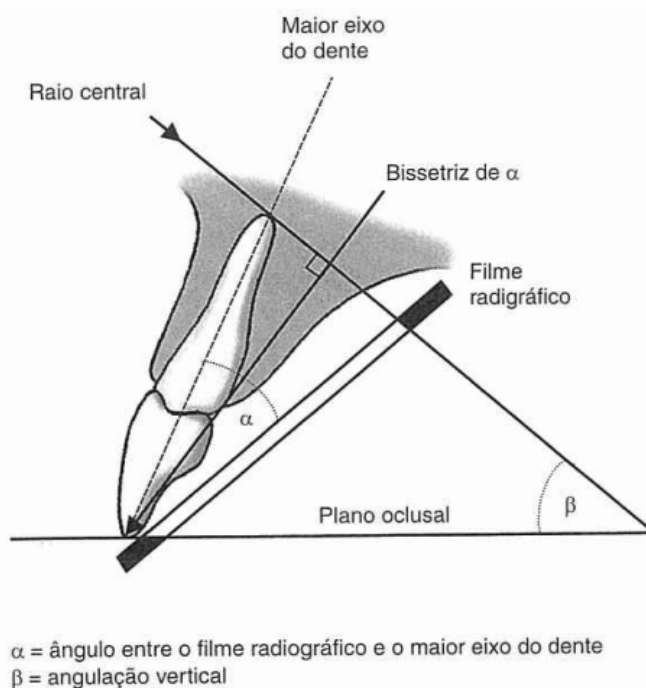


Figura 2.3: Esquema demonstrativo da técnica da bissetriz [6].

O ângulo de incidência do raio central deve levar em consideração o plano horizontal (paralela à superfície dos dentes) e vertical (paralela ao maior eixo do dente). O ângulo horizontal deve ser escolhido de modo que não haja a superposição das estruturas na radiografia. No entanto, a escolha do ângulo vertical do cabeçote é definida pelo posicionamento do filme radiográfico na boca. Para os ângulos verticais existem tabelas

com angulações predeterminadas para servirem de referência no momento da execução do exame, podendo ser alteradas de acordo com a anatomia da face do paciente ou da posição do dente a ser exposto. A Tabela 2.1 corresponde aos ângulos verticais recomendados para a realização das exposições [6].

Tabela 2.1: Ângulos verticais de referência para a técnica da bisettriz [6].

Dentes	Arcada Superior (maxila)	Arcada inferior (mandíbula)
Molares	+20° a +30°	0° a -5°
Pré-molares	+30° a +40°	-5° a -10°
Caninos	+40° a +50°	-10° a -20°
Incisivos	+45° a +55°	-15° a -25°

Dentre as principais vantagens da escolha pela técnica da bisettriz pode-se citar:

- o posicionamento do filme não é desconfortável para o paciente durante a realização das exposições;
- a técnica faz uso de um posicionamento simples e rápido;
- caso as angulações sejam feitas corretamente, a imagem apresentará o mesmo comprimento do dente, que facilitará o diagnóstico na maioria dos casos.

Como desvantagens podem-se citar os seguintes aspectos:

- as imagens poderão ser distorcidas (alongadas ou encurtadas), caso a técnica não seja realizada cuidadosamente, como mostra a Figura 2.4;
- a escolha dos ângulos verticais e horizontais adotados deverão ser avaliados para cada paciente, dependendo assim da habilidade técnica do profissional.



Figura 2.4: Radiografias periapicais com erros de posicionamento: dentes encurtados (imagem à esquerda) e dentes alongados (imagem à direita).

A técnica da bisettriz pode ser realizada através do uso de um suporte posicionador, para apoiar o filme na boca do paciente ou solicitando ao paciente que segure o filme com os dedos polegar ou indicador. Considera-se mais adequado o uso do posicionador ao invés do dedo do paciente, porém este método ainda é comumente empregado na rotina de clínicas e consultórios odontológicos [29]. A Figura 2.5 ilustra estes dois métodos de posicionamento do filme para uma dada incidência.

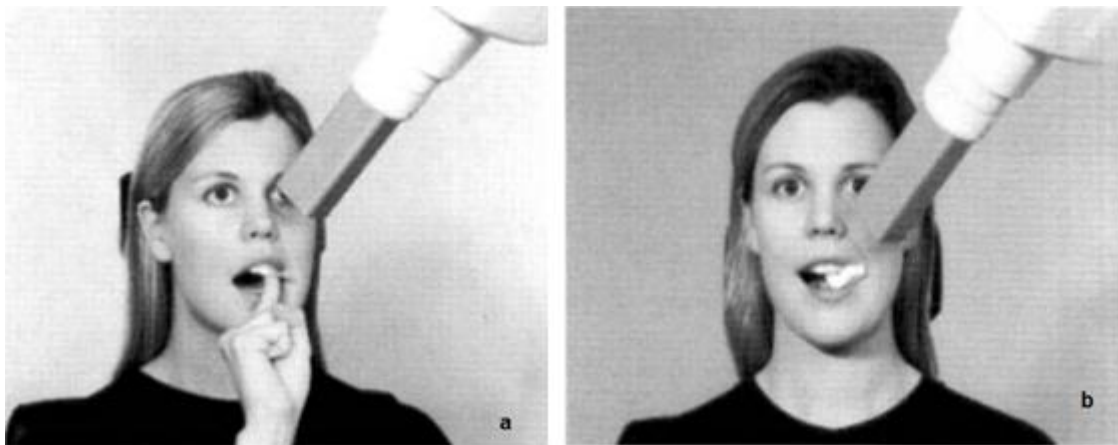


Figura 2.5: Posicionamento do paciente: (a) com o auxílio do paciente e (b) através do posicionador, ambos para a técnica periapical de caninos superiores esquerdo [26].

2.2.2. Parâmetros da técnica radiográfica: Paralelismo

A técnica do paralelismo consiste em posicionar o filme paralelamente ao plano do eixo do dente através de um posicionador. Esta técnica é considerada bastante reprodutível e simples, pois depende basicamente do ajuste do posicionador ao dente a ser radiografado, Figura 2.6.

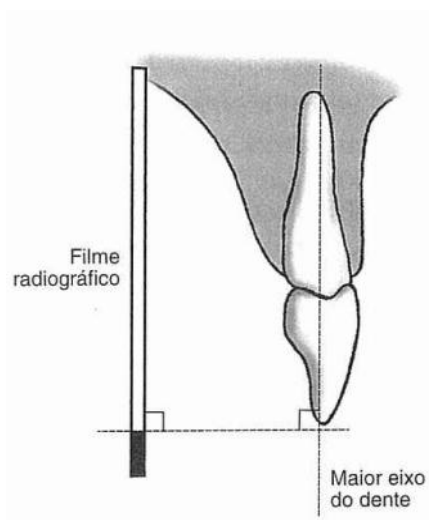


Figura 2.6: Esquema da técnica do paralelismo [6].

As principais vantagens desta técnica são:

- menor distorção da imagem;
- melhor visualização dos detalhes anatômicos;
- independe do posicionamento da cabeça do paciente;
- os ângulos verticais e horizontais são definidos pelo posicionador.

Como desvantagens podem-se citar:

- o desconforto causado pelo posicionador durante a realização do exame, que pode provocar engasgos;
- dificuldade de posicionamento devido à anatomia;

Além disso, deve-se considerar a biossegurança, pois o posicionador é reutilizável e se não for devidamente esterilizado pode oferecer riscos aos pacientes subsequentes por entrar em contato direto com a mucosa oral [26,30].

A Figura 2.7 mostra o posicionamento do paciente para uma dada técnica do paralelismo.

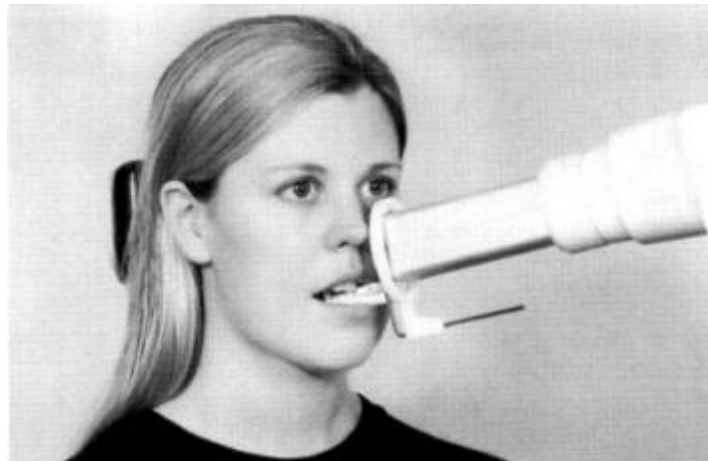


Figura 2.7: Posicionamento do paciente para a técnica do paralelismo nos caninos superiores esquerdo [26].

2.3. Exame periapical completo

O exame periapical completo é composto por 14 radiografias periapicais, sendo sete correspondentes à arcada superior (maxila) e sete à arcada inferior (mandíbula), este exame permite visualizar a condição anatômica de todos os dentes do paciente, isto porque em cada radiografia é possível incluir mais de dois dentes. A Figura 2.8 ilustra as imagens radiográficas obtidas em um exame periapical completo [31].

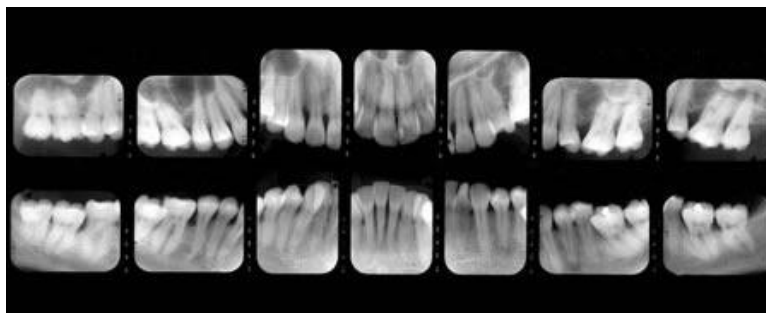


Figura 2.8: Radiografias de um exame periapical completo [31].

Os erros radiográficos mais comuns que ocorrem durante a realização de radiografias odontológicas de um modo geral são [21,26]:

- erro no posicionamento do paciente, filme ou equipamento de raios X;
- imagens claras;
- imagens com baixo contraste (escuras);
- imagens manchadas ou com artefatos, devido ao processamento radiográfico incorreto.

2.4. Grandezas dosimétricas e de radioproteção

Os conceitos e grandezas aplicáveis à proteção radiológica encontram-se apresentados nas publicações da *International Commission on Radiological Protection (ICRP)* e *International Commission on Radiation Units & Measurements (ICRU)* [12,13,32]. Para radiologia diagnóstica foram criadas diversas grandezas, que em alguns casos causaram ambiguidades de interpretação, por apresentarem a mesma unidade. Sendo assim, foi elaborado pela IAEA em 2007 um Guia prático de Dosimetria em Radiologia Diagnóstica que estabelece as grandezas básicas de dosimetria utilizadas nesta modalidade diagnóstica [33].

A seguir encontram-se descritas as grandezas dosimétricas mais relevantes para o desenvolvimento deste trabalho.

2.4.1. Kerma (K)

O termo kerma é a sigla utilizada para a expressão *kinetic energy released per unit of mass*, foi definida na publicação da ICRU em 1980 [34]. A grandeza é definida pelo quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} corresponde a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas ionizantes não-carregadas no elemento de material de massa dm .

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.1)$$

A unidade no Sistema Internacional (SI) da grandeza kerma é joule por kilograma (J/kg), denominado de Gray (Gy).

2.4.2. Kerma incidente no ar (K_i)

O kerma incidente no ar, denominado de K_i , é o kerma no ar medido a partir de um feixe de raios X incidente na região central da superfície do paciente ou simulador. Para esta grandeza apenas a radiação que incidente sobre o paciente ou simulador está sendo considerada [33]. A unidade de K_i é J/kg, denominada de Gray (Gy).

2.4.3. Kerma no ar na superfície de entrada (K_e)

O kerma no ar na superfície de entrada, denominado de K_e , é definido como o kerma no ar medido no eixo central do feixe na superfície da pele do paciente ou no simulador. Para esta grandeza inclui-se a radiação espalhada, ao contrário da grandeza kerma incidente no ar (K_i) [33].

A unidade de K_e é J/kg, denominada de Gray (Gy). A equação 2.2 determina a relação entre o kerma incidente no ar e o kerma incidente na superfície de entrada, através do fator de retroespalhamento (B).

$$K_e = K_i \cdot B \quad (2.2)$$

2.4.4. Exposição (X)

Esta grandeza é definida apenas para fótons de raios X ou radiação gama, imerso em ar. É definida pelo quociente entre o valor absoluto da carga total de íons produzidos no ar (dQ), quando todos os elétrons liberados pelos fótons são freados em uma massa de ar dm [8]. A unidade no SI da grandeza exposição é C/kg, no entanto alguns equipamentos e trabalhos fornecem valores de exposição na unidade roentgen, onde a relação de equivalência é de $1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ [8].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.3)$$

Valores de exposição obtidos na unidade mR podem ser convertidos para a grandeza kerma no ar em unidades de mGy [33], através da equação 2.4.

$$1 \text{ mGy} = 8,73 \cdot 10^{-3} \text{ mR} \quad (2.4)$$

2.4.5. Dose absorvida (D)

A dose absorvida é a grandeza definida como o quociente da energia média cedida, dE ao elemento de volume de massa dm. É uma grandeza de suma importância em dosimetria, tendo sido definida na publicação ICRU 1993 [35].

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.5)$$

A unidade no SI da dose absorvida é joule por quilograma (J/kg), denominado de Gray (Gy).

2.4.6. Equivalente de dose (H)

O equivalente de dose é obtido multiplicando-se a dose absorvida (D) pelo fator de qualidade da radiação (Q). O fator Q é adimensional, tendo sido criado a partir dos valores de eficiência biológica relativa (RBE) dos diferentes tipos de radiação na indução de determinado tipo de efeito biológico. Para raios X, radiação gama e elétrons o fator Q é igual a 1 [8]. A unidade de equivalente de dose no SI é J/kg, mas recebeu outra denominação, sievert (Sv), porque considera os efeitos biológicos da radiação e não somente os efeitos físicos como a unidade Gy. A equação 2.6 apresenta a relação entre dose absorvida e equivalente de dose.

$$H = D \cdot Q \quad (2.6)$$

2.4.7. Dose equivalente (H_T)

A dose equivalente no órgão ou tecido é definida como o produto da dose absorvida em um órgão ou tecido (T) pelo fator de peso da radiação (w_R) relativo à qualidade da radiação incidente. Esta grandeza é dada pela equação abaixo:

$$H_{T,R} = D_T \cdot w_R \quad (2.7)$$

A unidade no Sistema Internacional é o joule por quilograma (J/kg), denominado sievert (Sv).

O valor de w_R para uma qualidade de radiação foi estabelecido pela ICRP para ser representativo do valor da eficiência biológica relativa (EBR) na indução de efeitos

estocásticos a baixas doses [12]. Os valores de w_R para fótons de qualquer energia equivale a 1.

2.4.8. Dose efetiva (E)

A dose efetiva é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo [36,37], sendo expressa pela equação 2.8, onde w_T é o fator de peso do tecido para o tecido T e H_T é a dose equivalente atribuída a este mesmo tecido.

$$E = \sum H_T \cdot w_T \quad (2.8)$$

A unidade de dose efetiva no SI é o sievert (Sv). O objetivo da definição desta grandeza é atribuir a uma quantidade a probabilidade de detrimientos à saúde devido aos efeitos estocásticos provenientes das radiações de baixa dose.

A fim de relacionar a radiosensibilidade do tecido com o detrimento associado à radiação a qual foi exposto fatores de ponderação (w_T) foram introduzidos primeiramente na ICRP de publicação nº26 [38] para seis tecidos identificados e para um grupo de tecidos restantes. Posteriormente, na ICRP de publicação nº60 [12] mais seis fatores de peso para o tecido foram acrescentados como pode ser visto na Tabela 2.2. Os fatores de peso do tecido são valores relativos, cuja soma é igual a uma unidade.

Tabela 2.2: Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva [12].

Tecido ou Órgão	Fator de peso do tecido ou órgão (w_T)
Gônadas	0,20
Medula óssea, cólon, pulmão e estômago	0,12
Bexiga, mamas, fígado, esôfago e tireóide	0,05
Pele e superfície óssea	0,01
Restante*	0,05

* Os órgãos restantes são compostos por: adrenais, cérebro, rins, intestino delgado, tecido adiposo e músculo, pâncreas, baço, timo e útero/próstata.

As principais modificações presentes na ICRP nº60 e 103 [11,12] são para a mama (de 0,05 para 0,12), as gônadas (de 0,20 para 0,08) e tecidos restantes (de 0,05 para 0,12). Além da inserção dos valores específicos de w_T de 0,01 para as glândulas salivares e cérebro, este último deixou de compor o tecido restante para ser avaliado particularmente. Os fatores de peso para os órgãos e tecidos recomendados pela ICRP 103 são apresentados na Tabela 2.3 com destaque para os órgãos que foram avaliados no trabalho.

Tabela 2.3: Fatores de peso para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efetiva [11].

Tecido ou Órgão	Fator de peso do tecido ou órgão (w_T)
Gônadas	0,08
Medula óssea, cólon, pulmão, estômago e mamas	0,12
Bexiga, fígado, esôfago e tireóide	0,04
Pele, cérebro, superfície óssea e glândulas salivares	0,01
Restante*	0,12

* Os órgãos restantes são compostos por: adrenais, tecido extratorácico, vesícula, coração, rins, intestino delgado, nodos linfáticos, mucosa oral, músculo, pâncreas, baço, timo e útero/próstata.

Os fatores de peso do tecido, w_T , consideram uma média de resultados entre o homem e a mulher, no caso da tireóide, os valores para os detrimientos relativos baseados na incidência de câncer em mulheres (0,021) e em homens (0,008) diferem por um fator de aproximadamente 3 vezes [17]. Contudo, o valor de w_T adotado para a tireóide é de 0,04 [11].

O documento da ICRP publicado em 2007 reconheceu a aparente relação entre a radiografia odontológica e o aumento do risco de tumores da glândula salivar, resultando em um aumento na taxa de risco de indução de tumores por um fator de dois [11,39].

Um trabalho recente estimou o impacto das reavaliações dos fatores de peso dos tecidos em relação à dose efetiva utilizando um simulador antropomórfico masculino e para diversos tipos de exames, onde se encontrou uma diferença mínima de 32% e máxima

de 422%, para os seguintes tipos de técnicas: técnica radiográfica interproximal (*bitewing*) e pósterio-anterior cefalométrica, respectivamente [13].

2.5. Radioproteção aplicada à radiologia odontológica

A Proteção Radiológica ou Radioproteção visa minimizar os riscos de efeitos estocásticos que o paciente e o profissional se expõem quando expostos à radiação ionizante, através de um conjunto de medidas. Seu objetivo é prevenir os efeitos determinísticos e diminuir a probabilidade do aparecimento dos efeitos estocásticos. No Brasil, o órgão responsável pela elaboração das diretrizes básicas de Proteção Radiológica é a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e na área de Radiodiagnóstico a responsabilidade é atribuída ao Ministério da Saúde através da Portaria 453/MS/SVS [36,40].

As primeiras recomendações sobre Radioproteção encontradas na literatura datam de 1921, tendo sido realizadas pelo British X Ray and Radium Committee. Neste documento foram feitas recomendações para que fossem evitadas exposições desnecessárias em radiologia odontológica e criticava a negligência por parte dos profissionais a respeito da sua própria proteção [41,42].

Os princípios básicos de radioproteção são: justificção, otimização e limitação de dose. O primeiro consiste em que toda atividade envolvendo radiação deve ser justificada em relação a outras alternativas e produzir um benefício ao paciente maior que os potenciais detrimntos. No que se refere à otimização, estabelece-se que todas as exposições devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequível (Princípio Alara – *As low as reasonably achievable*), sem desconsiderar fatores sociais e econômicos. O princípio de limitação da dose estabelece que as doses individuais de trabalhadores e indivíduos do público não devem exceder os limites anuais de dose estabelecidos pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e Ministério da Saúde [36,40]. Os limites estabelecidos pela CNEN estão listados na Tabela 2.4:

Tabela 2.4: Limites de dose anuais (mSv) estabelecidos pela CNEN NN 3.01 [36].

Grandeza (mSv)	Indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE)	Público
Dose efetiva	20	1
Dose equivalente para a pele e extremidades (pé, mão...)	500	50
Dose equivalente para o cristalino	20 ^[a]	15

[a] Limite de dose recentemente alterado de 150 mSv para 20 mSv, pela Resolução CNEN 114/2011.

Atualmente existem documentos que apresentam recomendações, guias práticos e normas a fim de assegurar que os requisitos mínimos de proteção radiológica sejam atendidos nos estabelecimentos que operam com raios X diagnósticos e fornecer métodos, orientações para o uso seguro da radiação ionizante e procedimentos para proteção radiológica [3,40,43].

2.6. Normas e recomendações aplicáveis à radiologia odontológica

2.6.1. Portaria N° 453

A Portaria/MS/SVS N° 453 foi criada em 01 de junho de 1998, com a finalidade de estabelecer as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. A Portaria 453 considera as Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica estabelecidas pelos seguintes órgãos: Organização Mundial da Saúde (OMS), Organização Pan-Americana da Saúde (OPAS), Organização Internacional do Trabalho (OIT), Organização de Alimento e Agricultura, Agência de Energia Nuclear, Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) assim também como as recomendações do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear

(IRD/CNEN), órgão de referência em radioproteção e metrologia das radiações ionizantes [40].

Segundo a Portaria 453, os equipamentos odontológicos devem atender alguns requisitos, dentre eles destacam-se os itens descritos abaixo:

- a) **Quanto à tensão:** em radiografias intra-orais e extra-orais a tensão deverá ser preferencialmente superior a 60 kVp;
- b) **Quanto à filtração:** poderá assumir uma filtração mínima de 1,5 mm de Al para equipamentos com a tensão inferior ou igual a 70 kVp e 2,5 mm de Al para equipamentos com tensão superior a 70 kVp;
- c) **Quanto ao tamanho de campo:** para radiografias intra-orais o diâmetro do campo não deve ser superior a 6,0 cm, embora valores entre 4 e 5 cm sejam permitidos sob a condição de haver um sistema de alinhamento e posicionamento do filme;
- d) **Quanto ao painel de controle ou *timer*:** deve ser do tipo eletrônico e não permitir que tempos superiores a 5 s sejam selecionados para a realização de uma exposição;
- e) **Quanto à distância foco-pele:** equipamentos para radiografias intra-orais devem possuir um localizador de extremidade de saída de aberta que ofereça uma distância foco-pele mínima de 20 cm em equipamentos com tensão entre 60 e 70 kVp;
- f) **Quanto à dose de entrada na pele:** a dose de entrada na pele para pacientes adulto típico em um exame periapical deve ser inferior a 3,5 mGy por radiografia.

Além disto, outros parâmetros são fundamentais para que o equipamento seja de fácil utilização, são eles: luz de aviso e sinais sonoros para indicar quando a exposição for realizada, indicadores do tempo de exposição, indicadores da velocidade do filme utilizado (D, E e F), seleção da faixa etária (adulto ou infantil) e indicadores do tipo de radiografia habilitada (periapical, interproximal anterior e posterior, oclusal maxilar ou mandibular), entre outras que podem variar conforme o fabricante [25,40].

Dentre os testes mínimos previstos no programa de garantia de qualidade encontram-se: camada semi-redutora (CSR), tamanho de campo, avaliação da tensão de pico, reprodutibilidade do tempo de exposição ou da taxa de kerma no ar, dose de entrada na pele e linearidade da taxa de kerma no ar com o tempo de exposição.

O teste de CSR tem como objetivo avaliar a qualidade do feixe de raios X. Este teste é feito através da metodologia de medir a exposição do equipamento sem nenhum material absorvedor na saída do colimador e após a inserção de materiais que forneçam a metade da exposição inicial. O cálculo da CSR é determinado pela equação 2.9:

$$CSR \text{ (mm de Al)} = \frac{(X_-) \cdot \ln(2L_+/L_0) - (X_+) \cdot \ln(2L_-/L_0)}{\ln(L_+/L_-)} \quad (2.9)$$

Onde: L_0 = valor médio da exposição obtida sem nenhum filtro.

L_+ = leitura de exposição imediatamente superior a $L_0/2$.

L_- = leitura imediatamente inferior a $L_0/2$.

X_+ = espessura de Al correspondente à leitura L_+ .

X_- = espessura de Al correspondente à leitura L_- .

O teste de verificação da exatidão do tempo de exposição tem como objetivo avaliar o grau de concordância entre o valor de tempo real e o tempo nominal selecionado no comando do equipamento. Considera-se aceitável quando a discrepância não excede $\pm 10\%$ [40]. A exatidão do tempo será determinada pelo cálculo da discrepância entre o tempo nominal do equipamento e o valor médio obtido de exposições, normalmente utilizadas nos consultórios odontológicos. Sendo dada pela equação 2.10, onde t_{nom} corresponde ao tempo nominal selecionado no equipamento e t_{med} o valor médio das exposições realizadas.

$$d(\%) = 100 \cdot \frac{(t_{nom} - t_{med})}{t_{nom}} \quad (2.10)$$

O teste de exatidão da tensão visa avaliar a discrepância da tensão nominal com a tensão real do equipamento. Admite-se como satisfatória uma discrepância de até $\pm 10\%$ [40]. A determinação da exatidão da tensão é feita pelo cálculo do desvio entre o valor

nominal da tensão do equipamento odontológico, que é fixo, e os valores médios de tensão obtidos, quando selecionado diferentes tempos de exposição [44]. O cálculo da discrepância na exatidão da tensão foi feito aplicando a equação 2.11.

$$d(\%) = 100 \cdot \frac{(kVp_{nom} - kVp_{med})}{kVp_{nom}} \quad (2.11)$$

No teste de avaliação da reprodutibilidade da taxa de kerma no ar foi analisado o grau de constância da taxa de kerma no ar do equipamento odontológico, considerando-se aceitável um desvio percentual inferior a $\pm 10\%$. O cálculo da reprodutibilidade foi feito mediante a equação 2.12, onde $L_{m\acute{a}x}$ corresponde à exposição máxima lida e $L_{m\acute{i}n}$ à exposição mínima registrada [44].

$$R(\%) = 100 \cdot \frac{(L_{m\acute{a}x} - L_{m\acute{i}n})}{(L_{m\acute{a}x} + L_{m\acute{i}n})/2} \quad (2.12)$$

Estes testes devem ser realizados com a frequência mínima de dois anos a fim de que seja garantido um padrão de desempenho aceitável nos equipamentos odontológicos. O cirurgião-dentista é o responsável pela verificação da adequação do equipamento aos parâmetros de cada teste [40].

A publicação desta Portaria propiciou diversos benefícios na prática da medicina e odontologia quanto ao uso das radiações ionizantes, pois houve um comprometimento maior por parte dos profissionais em obter imagens adequadas com o mínimo de dose possível. É evidente que muitas medidas ainda deverão ser adotadas para que a norma seja efetivamente cumprida em território nacional, pois ainda pode-se encontrar equipamentos que descumprem à legislação vigente, sem que estes tenham suas atividades suspensas enquanto estiverem inadequados [29,45].

2.6.2. NCRP Report N° 145, “Radiation Protection in dentistry”

O relatório NCRP 145 foi publicado em 2003 [43] com a finalidade de substituir o NCRP Report n° 35, que havia sido lançado em 1970 [46]. Em suma, esta agência avalia periodicamente novas tecnologias e práticas de segurança de radiação para fazer recomendações sobre os procedimentos radiológicos com base em dados científicos disponíveis. Segundo a literatura, as recomendações foram primeiramente adotadas pelas instituições de ensino e agências governamentais, e posteriormente na prática diária dos consultórios e clínicas de odontologia [43].

O relatório fornece orientações sobre proteção contra as radiações para o uso dos raios X na prática odontológica, incluindo recomendações sobre o design das blindagens de instalações que utilizam raios X odontológicos [27,43].

As recomendações apresentadas neste documento provocaram algumas mudanças significativas na rotina dos profissionais, principalmente nos aspectos descritos a seguir.

a) Quanto à utilização de equipamentos de proteção individual:

- Os protetores de tireóide deverão ser utilizados em exames infantis e para os adultos somente quando este dispositivo não interferir no exame. Dispensa-se o uso do protetor em exames extra-orais (radiografias panorâmicas e cefalométricas) tanto para pacientes adultos quanto infantis, por interferirem na aquisição da imagem e na correta interpretação diagnóstica das estruturas anatômicas;
- A necessidade do uso de aventais plumbíferos durante a realização de procedimentos radiográficos intra e extra-orais só ocorrerá caso algum dos itens mencionados abaixo não forem atendidos. Neste caso caberá ao profissional explicar ao paciente o porquê da não-utilização do avental assim também como possíveis recusas do paciente em realizar o exame sem o uso do avental plumbífero.

b) Quanto à colimação do equipamento:

- Deverão ser utilizados apenas colimadores retangulares para radiografias periapicais, pois reduzem a dose de entrada na pele do paciente em aproximadamente 60% devido à diminuição do tamanho do feixe.

c) Quanto ao receptor de imagem:

- Filmes de velocidade E não deverão ser utilizados em radiografias intra-oral, recomendando-se o uso de filmes com velocidade F preferencialmente.

d) Distância foco-pele (DFP):

- Não deverá ser inferior a 20 cm.

e) Controle de qualidade:

- Este é um dos pontos que provocaram um impacto mais significativo, pois determinam que cada estabelecimento possua: um protocolo de garantia da qualidade, o equipamento deverá ser inspecionado por um profissional qualificado e o registro da inspeção deverá ser arquivado, inspecionar mensalmente a integridade dos aventais de chumbo, fornecer treinamento sobre radioproteção aos profissionais do consultório ou clínica, entre outras medidas sobre o processamento radiográfico.

2.6.3. “Radiation Protection 136: European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe uses of radiographs in dental practice.”

O guia europeu de radioproteção em radiologia odontológica foi publicado pela Comissão Europeia, em 2004, com o objetivo de fornecer um guia prático de proteção radiológica para orientar os dentistas, seus assistentes e o público em geral contra os perigos resultantes do uso das radiações ionizantes [3]. O guia foi elaborado

considerando duas importantes Diretrizes do Conselho da União Europeia, a Diretriz 96/29/Euratom e 97/43/Euratom.

O guia divide-se em seis capítulos que abordam os seguintes temas: Dose de radiação e risco, Critérios de justificação, Fatores de equipamentos na redução de dose no paciente, Padrões de qualidade e Garantia da qualidade e Proteção da equipe [3].

Os aspectos mais importantes deste guia para radiografias intra-orais podem ser resumidos em:

- Colimadores retangulares são acessórios muito eficazes de redução da dose em radiografia intra-oral, sendo mais recomendado do que colimadores circulares;
- Devem-se utilizar filmes com velocidades E ou F, para reduzir significativamente a dose no paciente;
- Protetores de tireóide deverão ser sempre utilizados para minimizar a dose na glândula tireóide.

2.7. Dosimetria termoluminescente

A dosimetria termoluminescente consiste em empregar o fenômeno da termoluminescência de alguns materiais para fins dosimétricos, pois a intensidade de emissão luminosa de um material termoluminescente (TL) é proporcional à quantidade de radiação recebida [47]. Contudo, para que os materiais termoluminescentes sejam utilizados como dosímetros precisam possuir algumas características, tais como:

- Resposta linear para uma ampla faixa de doses;
- Resposta pouco dependente da energia empregada;
- Possuir resposta reprodutível;
- Possuir curva de emissão termoluminescente com um único pico de emissão ou com picos de emissão bem resolvidos.

2.7.1. Materiais termoluminescentes

As principais substâncias utilizadas como materiais termoluminescentes para fins dosimétricos são: o LiF:Mg,Ti (fluoreto de lítio dopado com magnésio ou titânio), CaSO₄:Dy,Mn (sulfato de cálcio dopado com disprósio ou manganês) e o CaF₂:Dy,Mn (fluoreto de cálcio dopado com disprósio ou manganês ou fluorita natural). Embora, no Brasil, os dois primeiros citados sejam mais utilizados [47,48]. A preferência pelo LiF:Mg,Ti deve-se a fato deste material possuir número atômico efetivo próximo ao do tecido humano. Todavia as características apresentadas pelo LiF:Mg,Ti não inviabilizam a utilização do CaSO₄:Dy, pois este apresenta a vantagem de ser um material produzido no Brasil e bastante sensível a exposições com baixa dose de radiação [49].

Em 1976, foi avaliada a dose recebida nos órgãos críticos: tireóide, cristalino, medula óssea e gônadas em radiografia odontológica utilizando dosímetros de fluoreto de lítio (LiF) e câmaras de ionização [50]. Outro estudo fez comparações entre a dose obtida no cristalino e tireóide a partir do uso de TLDs do tipo LIF em fantasmas e em pacientes, para exames periapicais completos [19].

A maioria dos estudos de dose em radiologia odontológica utilizam cristais de fluoreto de lítio (LiF-TLD 100), mais trabalhos vêm sendo realizados utilizando pastilhas de CaSO₄:Dy, pois mostraram-se eficientes quanto a dosimetria em radiologia odontológica. Através destas pastilhas é possível avaliar as doses absorvidas pelas regiões intrabucais em indivíduos submetidos a exames radiológicos, com desvio padrão máximo de 2,5% [51].

2.7.2. Sistema de dosimetria termoluminescente

Um sistema de dosimetria termoluminescente é composto basicamente por: TLDs, leitora termoluminescente, sistema aquecedor (forno), bandejas, pinças metálicas ou a

vácuo, entre outras ferramentas. Os principais componentes do sistema dosimétrico estão discutidos a seguir.

2.7.2.1. Leitor TL

O leitor TL é composto por duas partes fundamentais: o sistema aquecedor e um sistema de detecção de luz. Além disso, o leitor possui acoplado um sistema óptico, sistema de aquecimento e um tubo foto multiplicador. Os leitores podem ser manuais ou automáticos, a diferença existente entre eles é que no segundo vários monitores podem ser processados sem que haja intervenção do operador.

2.7.2.2. Forno de tratamento térmico

Os fornos utilizados para o tratamento térmico dos TLDs devem ser utilizados unicamente para este fim, pois pode haver contaminações por deposições de outras substâncias químicas que alterariam a resposta do material TL. A temperatura interna dos fornos deve ser bem controlada, pois qualquer alteração no gradiente de temperatura forneceriam temperaturas diferentes dependendo da posição em que o material TL se encontra, e as taxas de aquecimento e resfriamento devem ser reproduzíveis.

2.7.3. Tratamentos térmicos

Submeter os materiais TL a tratamentos térmicos é imprescindível para que estes sejam reutilizados. Os tratamentos térmicos têm como objetivos principais: esvaziar totalmente as armadilhas do material termoluminescente depois que estes são avaliados e ordenar as armadilhas de elétrons de forma que a mesma curva termoluminescente seja obtida toda vez que este for irradiado e tratados termicamente [47].

Existem diferentes tipos de tratamento térmico ou recozimento: pré-tratamento, pós-tratamento térmico ou a combinação de diferentes tratamentos térmicos. O primeiro tem

como objetivo esvaziar as armadilhas profundas e desconectadas que existem inerentes no material TL. O pós-tratamento esvazia intencionalmente as armadilhas mais rasas, defeitos com pouca estabilidade à temperatura ambiente. O tempo e a temperatura do tratamento são parâmetros que devem ser bem controlados para que os tratamentos não afetem negativamente a resposta dos materiais TL.

Para o TLD-100 o pré-tratamento térmico recomendado pelo fabricante é realizado a 400°C por uma hora, seguido por um resfriamento rápido até que alcance 100°C. Os materiais ficaram submetidos à temperatura de 100°C durante duas horas, antes que estes sejam resfriados novamente e se atinja a temperatura ambiente. O pós-tratamento térmico para o TLD-100 é realizado por poucos minutos a temperatura de 100°C, a fim de aumentar a estabilidade do sinal TL [47].

2.8. Dose de radiação em radiologia odontológica

Os efeitos biológicos radioinduzidos podem ser extremamente danosos às células que foram expostas; contudo estes dependem da dose recebida, da forma de resposta, do tempo de manifestação e do nível orgânico atingindo. Quanto à dose recebida e a forma da resposta são classificados em estocásticos e determinísticos, quanto ao tempo de manifestação se classificam em imediatos e tardios e quanto ao nível orgânico em somáticos e hereditários [8].

Os efeitos determinísticos são resultados de altas doses de exposição que causam um grau de morte celular que não pode ser compensado pelos mecanismos de reparo, com prejuízos detectáveis no funcionamento dos tecidos ou órgãos. Os efeitos determinísticos são produzidos por doses elevadas, acima de um limiar onde a severidade ou gravidade do dano aumenta com a dose aplicada. O segundo tipo de efeito, chamado estocástico, é oriundo de doses abaixo dos limites estabelecidos por normas e recomendações de radioproteção, onde a probabilidade de ocorrência do dano é proporcional à dose de radiação recebida, sem a existência de um limiar de dose [12]. As baixas doses de radiação empregada nos exames radiográficos odontológicos são

responsáveis por efeitos essencialmente estocásticos, como por exemplo, câncer induzido por radiação [8,13,26].

As doses de radiação individual em radiologia odontológica (exames intra-orais, panorâmicos e cefalométricos) são consideradas tão baixas que podem ser equivalentes a poucos dias de exposição à radiação de fundo existente no local (*background*) [3]. Entretanto alguns estudos estimam que o risco de um indivíduo desenvolver um câncer a partir de duas radiografias intra-oral ou em uma tomografia panorâmica seja da ordem de um caso para dois milhões de exposições [26,39]. É importante destacar o crescente número de procedimentos radiográficos em odontologia ao redor do mundo, que variou de 340 milhões no período de 1980-1984 para 466 milhões no período de 1997-2007, segundo estudos recentes [24].

Segundo o Guia Europeu de Proteção Radiológica em Radiologia Odontológica [3], lançado em 2004, a dose efetiva estimada para exames periapicais ou *bitewings* é de 1,0 a 8,3 μSv , considerando um risco de indução de câncer de 0,02-0,6 casos por milhão. Estima-se que a dose efetiva anual por pessoa recebida em exames radiográficos odontológicos tenha sido reduzida em um milésimo de milisieverts durante o período de 1980 a 2007, para uma pesquisa comparativa entre diversos países [24].

2.8.1. Dose nos órgãos críticos: Tireóide e Glândulas salivares

Os órgãos da região da cabeça-pescoço considerados como críticos quando expostos a radiografias odontológicas são: tireóide, cristalino e glândulas salivares [3,10]. A glândula tireóide é considerada como um dos órgãos mais suscetíveis à radiação, pois é frequentemente exposta a radiação secundária proveniente do espalhamento do feixe com a região da cabeça e ocasionalmente ao feixe primário quando o colimador do aparelho de raios X não é bem localizado. Em 2007 a Comissão Internacional de Proteção Radiológica alterou o fator de peso (w_t) da tireóide, de 0,05 para 0,04, como era apresentado em 1990. Evidentemente que a modificação deste fator implica em variações consideráveis em trabalhos descritos na literatura.

Numerosos estudos relacionam um aumento no carcinoma de tireóide devido a realização de radiografias odontológicas [3,16,52]. A estimativa do risco referente a um estudo que compreendia 11 técnicas radiográficas foi de 0,06 casos por milhão de exposições [16]. Outros estudos avaliaram a relação entre o risco de desenvolvimento de um tipo específico de carcinoma de tireóide em indivíduos expostos às baixas doses, em função do sexo e profissão.

Quanto à dose de radiação, trabalhos realizados em 1988 verificaram que a dose absorvida pela glândula tireóide durante um procedimento radiográfico panorâmico variava de 16 μGy a 370 μGy [10]. Em 1992 foi verificado que a dose absorvida pela tireóide em um exame radiográfico completo era de 72,2 μGy , com uso de protetor de tireóide, equipamento de tensão nominal de 70 kV e filmes de velocidade rápida (F) [10,53]. Em um estudo recente os autores encontraram uma dose de 10,93 mrad (109,3 μGy) na superfície da tireóide, valor este representativo das médias das doses encontradas nos lobos direito e esquerdo e no istmo, utilizando um dosímetro de leitura direta [54].

Alguns estudos avaliaram a dose de radiação absorvida por órgãos como tireóide, cérebro e cristalino em radiografias intra-orais quanto ao formato de colimador utilizado. Concluindo que a utilização de colimadores retangulares reduzia a dose nos órgãos citados em 30%, diminuindo assim os riscos associados às radiografias periapicais [55]. Em um estudo semelhante foram comparadas as doses absorvidas nas glândulas tireóide, parótida e submandibular para os exames radiográficos: periapical completo, panorâmico e cefalométrico, quanto a velocidade dos filmes utilizados e o formato do colimador. Resultando na verificação que a dose absorvida foi reduzida em quatro vezes quando utilizado colimador retangular ao invés do redondo e em duas vezes quando filmes mais rápidos foram escolhidos [56].

As glândulas salivares são glândulas exócrinas responsáveis pela produção de saliva, fluido que possui funções digestivas, lubrificantes e protetoras. A região da cabeça e pescoço quando exposta aos raios X pode induzir a necrose de células que compõem as glândulas salivares, causando alterações na função de secreção salivar [10,57].

Anatomicamente, as glândulas salivares dividem-se em maiores (parótida, submandibular, sublingual) e menores que se encontram dispersas na cavidade oral. A parótida é a principal e a maior delas, com uma massa que varia entre 14 a 28 g localizando-se abaixo do crânio e posterior ao ramo da mandíbula, apresentando uma forma de prisma quadrangular [57]. As massas típicas das glândulas submandibular e sublingual são 15 g e 2 g, respectivamente. A Figura 2.9 ilustra a posição anatômica das glândulas salivares.

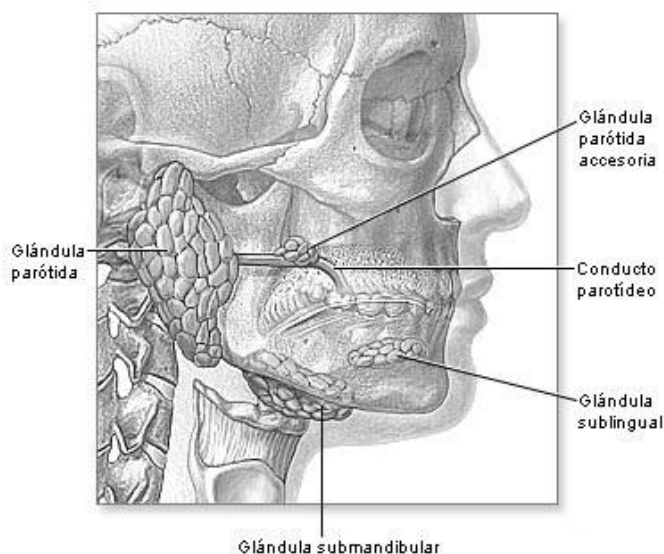


Figura 2.9: Posição anatômica das glândulas salivares de ducto parotídeo.

Os primeiros trabalhos que consideraram as glândulas salivares como órgãos críticos quando expostos a radiografia odontológica foram registrados em 1977, juntamente também com a glândula tireóide. Segundo estudos realizados em 1992, a glândula parótida, pode ser considerada potencialmente mais propensa ao desenvolvimento de tumores radioinduzidos [10,58]. Um estudo realizado com habitantes da cidade de Los Angeles, Califórnia, estimou que 28% dos tumores malignos na glândula parótida diagnosticados no período de 1976 a 1984 tinham forte associação com tratamentos radiodiagnósticos e mostrou que a incidência anual de tumores nas glândulas salivares é de oito pessoas por milhão [16].

A partir do reconhecimento pela comunidade científica da sensibilidade das glândulas salivares às radiações, estudos mais específicos quanto as técnicas radiográficas

odontológicas foram realizados. A etiologia dos tumores de glândulas salivares ainda não foi totalmente entendida, mas a radiação ionizante é o fator etiológico considerado como mais significativo. Esta associação se deve a estudos que evidenciaram a grande incidência tanto de tumores malignos quanto benignos nos sobreviventes da bomba atômica [59]. Estudos epidemiológicos destacam que os tumores de glândulas salivares são relativamente raros, quando comparados aos demais tumores de cabeça e pescoço. A maioria destes tumores origina-se na glândula parótida e na submandibular, com porcentagens de 70 e 20%, respectivamente [60].

A dose de radiação absorvida nas glândulas salivares foi investigada em um trabalho em 1982, utilizando câmara de ionização e dosímetros termoluminescentes durante a execução de sete incidências radiográficas intra-orais. A dose máxima registrada foi de 35 μGy quando filmes de velocidade D e colimador circular foram utilizados, além da verificação que houve uma redução de dose em 50% quando o colimador retangular foi empregado [61,62].

No caso de um tratamento endodôntico (retirada de tecido mole da parte interna do dente), foi verificada que a probabilidade de desenvolver câncer após a realização de oito radiografias periapicais é de 1 em 1,43 milhões, utilizando um aparelho de raios X cuja tensão seja de 70 kVp e com um filme de velocidade rápida. Quando o colimador utilizado no aparelho tem geometria retangular, a estimativa é de 1,1 em 2,3 milhões de casos de câncer nas glândulas salivares como destaca estudo realizado em 1988 [20].

Ao realizar um estudo [63] que avaliava a dose absorvida em órgãos críticos devido a exames periapicais completos utilizando como sistema dosimétrico o simulador Alderson Rando e dosímetros termoluminescentes de $\text{CaF}_2:\text{Dy}$ (TLD-200) foram encontradas as seguintes doses absorvidas: 153 μGy para a glândula parótida, 629 μGy para a glândula submandibular e 1900 μGy para a sublingual, considerando um equipamento odontológico que possuía 6 cm de diâmetro de campo e 20 cm de distância foco-pele.

O simulador antropomórfico Alderson-Rando masculino é construído a partir de um esqueleto humano natural moldado no interior de um material de composição tecido-equivalente [64]. O corpo inteiro do simulador é composto por 35 fatias, destas 10

compõem o arranjo de cabeça-pescoço. Cada fatia tem a espessura de 2,5 cm e inúmeras cavidades circulares de diâmetro variável de 2, 5 e 6 mm onde podem ser inseridos dosímetros. O simulador masculino inteiro possui 1,75 m de altura, mas pode ser subdividido dependendo da necessidade de cada região a ser estudada. O arranjo de cabeça-pescoço do simulador Alderson-Rando pode ser visto nas Figuras 2.10 [64].



Figura 2.10: Arranjo de cabeça-pescoço do simulador Alderson-Rando [64].

CAPÍTULO 3

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho, foram realizados os seguintes procedimentos:

- 1) Aplicação de testes de controle de qualidade para avaliação de parâmetros técnicos do equipamento odontológico de modo a garantir um bom desempenho;
- 2) Seleção e calibração dos dosímetros termoluminescentes (TLDs) a serem utilizados nas medições;
- 3) Exposição do simulador ao feixe de raios X odontológico para um exame periapical completo;
- 4) Cálculo do fator de calibração diário do sistema;
- 5) Determinação da dose na superfície de entrada do simulador em cada radiografia;
- 6) Proceder à leitura dos detectores e analisar a dose que foi absorvida por cada chip selecionado quando estes se encontravam nas regiões anatômicas do simulador e na superfície da pele do simulador;
- 7) Realização das conversões necessárias na leitura dos dosímetros, considerando a energia efetiva do equipamento, analisar os resultados e determinar as incertezas;
- 8) Estimativa da dose absorvida nos órgãos e análise dos dados.
- 9) Determinação da dose equivalente para cada órgão e comparar os resultados encontrados com os fornecidos pela literatura.

A seguir serão descritos todos os materiais utilizados em cada processo e quais parâmetros foram avaliados.

3.1. Testes de controle de qualidade

A fim de garantir que o equipamento odontológico utilizado tivesse um bom desempenho, foram realizados testes de constância recomendados pelos programas de garantia de qualidade, que também são exigidos pela legislação vigente.

Os testes realizados foram: cálculo da camada semi-redutora (CSR), avaliação do tamanho de campo de irradiação, verificação da exatidão do tempo de exposição, da tensão nominal e da reprodutibilidade da taxa de kerma no ar. A instrumentação e a metodologia utilizadas em cada teste são descritas a seguir.

O equipamento de raios X odontológico utilizado durante o desenvolvimento do trabalho foi o modelo *Spectro 70X Seletronic*, marca Dabi Atlante, do Laboratório de Radiologia Odontológica do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) como mostrado na Figura 3.1. Este possui as seguintes especificações técnicas: tensão nominal do tubo de raios X de $70 \text{ kVp} \pm 10\%$, corrente nominal de $8 \text{ mA} \pm 20\%$, monofásico, coluna móvel e filtração total nominal de 2,86 mm de Al [25]. Como foi descrito no item 2.1 do Capítulo 2, os equipamentos odontológicos deste fabricante são encontrados na maioria das clínicas e consultórios odontológicos brasileiros.



Figura 3.1: Equipamento de raios X Spectro 70X Seletronic utilizado no trabalho.

A Figura 3.2 ilustra o painel de controle do equipamento odontológico utilizado neste trabalho.

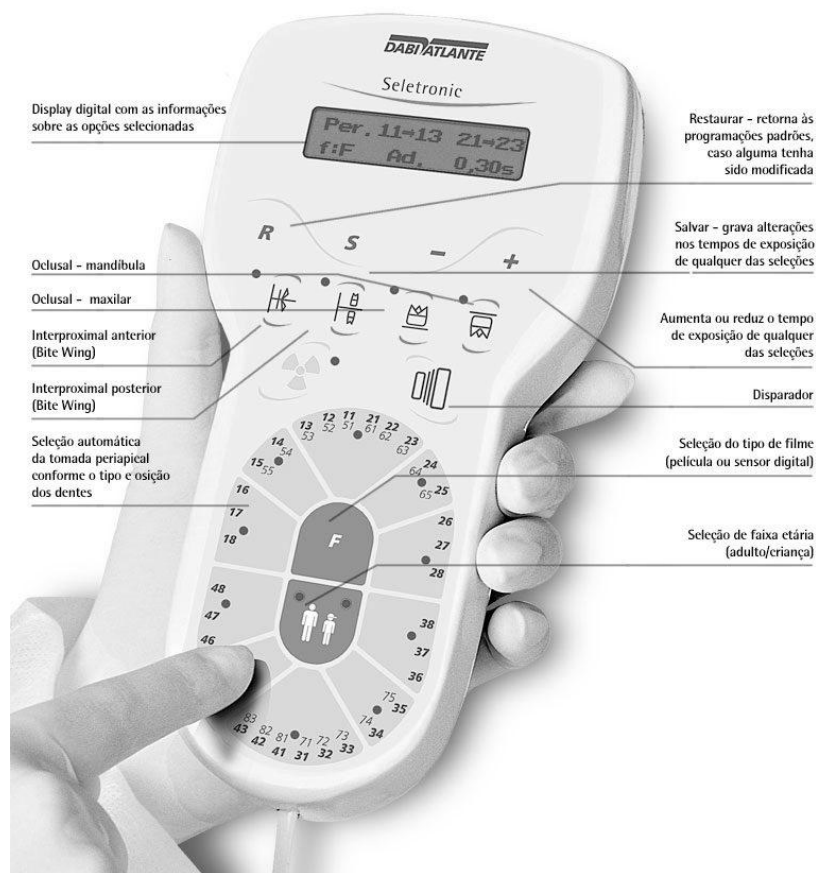


Figura 3.2: Controle do equipamento Seletronic 70X com legenda [25].

3.1.1. Cálculo da camada semi-redutora (CSR)

Para realizar o teste de CSR foram utilizadas: três placas de alumínio de alta pureza (>99,9%) com espessuras de 1,1 mm cada uma e de dimensões de 15,2 x 15,2 cm², um medidor Victoreen Modelo 4000M+, número de série 1481, além de uma trena.

O detector Victoreen (Figura 3.3) foi o equipamento empregado para medir os valores de exposição necessários para o cálculo da CSR. Este dispositivo de teste não invasivo também mede simultaneamente a tensão média, efetiva e máxima e o tempo de exposição. A incerteza associada às medidas de tensão e exposição é de $\pm 3\%$ e $\pm 10\%$,

respectivamente. Na parte traseira do equipamento existe um seletor da faixa de tensão; neste trabalho a faixa escolhida foi de 50-85 kVp (W/AI) [65], devido à faixa de tensão utilizada pelo equipamento de raios X odontológico.



Figura 3.3: Dispositivo de teste não-invasivo: Victoreen, Modelo 4000M+.

A geometria adotada para realizar este teste foi: colocar o detector Victoreen posicionado abaixo do colimador cilíndrico do Spectro 70X de forma que o centro do cilindro coincidissem com a área central de detecção do detector Victoreen. A distância entre o ponto focal do equipamento e a área de detecção do Victoreen foi de 66 cm, conforme recomendação do fabricante [65]. A técnica radiográfica utilizada foi de 70 kVp e tempo de exposição de 1,5 s para uma radiografia periapical dos dentes incisivos centrais superiores (ICS).

Primeiramente, foram coletados os resultados da realização de três exposições sem nenhum material absorvedor, localizado na saída do colimador. Depois foi inserida uma placa de Al na saída do colimador e três novas exposições foram feitas. O mesmo procedimento foi repetido para mais duas placas de Al, totalizando uma espessura de Al na saída do feixe de 3,2 mm de Al. O medidor Victoreen forneceu os valores de exposição em mili-roentgens (mR) que foram convertidos para a grandeza kerma no ar de acordo com a equação 2.4.

O posicionamento das placas de alumínio para determinação da CSR pode ser visto na Figura 3.4. O valor recomendado para a CSR não deve ser inferior a 1,5 mm de Al para uma energia média do feixe útil equivalente a 70 kVp, como descrito no item 2.6.1.b.

A partir dos dados coletados utilizou-se a equação 2.9 para o cálculo da CSR.

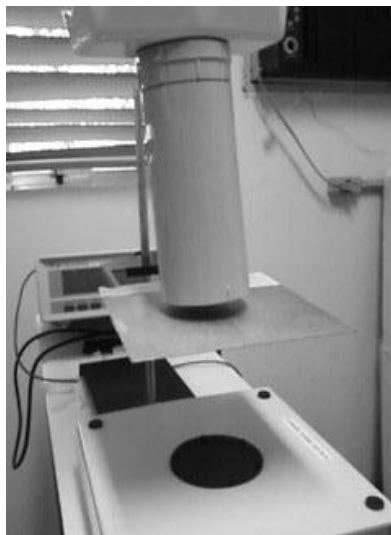


Figura 3.4: Posicionamento da placa de Al para determinar a CSR.

3.1.2. Avaliação do tamanho de campo de irradiação

Para determinação do diâmetro de campo de irradiação, foi utilizado um filme radiográfico da marca Kodak de dimensões 9,0 x 6,5 cm². O filme foi introduzido dentro de um suporte (“*kit* odontológico”) desenvolvido pelo IRD com o objetivo de fornecer uma metodologia postal de fácil manuseio e utilização pelos dentistas em seus equipamentos [29,45].

Após a inserção do filme no *kit*, o mesmo foi colocado em cima do cilindro localizador e uma exposição com a técnica radiográfica para dentes incisivos centrais superiores (70 kVp e 0,7 s) foi realizada. O filme foi revelado e o diâmetro do campo visualizado

na imagem pode ser medido com uma régua. A Figura 3.5 apresenta o filme dentro do *kit* postal de avaliação.



Figura 3.5: *Kit* postal contendo um filme odontológico em seu interior para medição do diâmetro do campo [29,45].

3.1.3. Verificação da exatidão do tempo de exposição

Na realização do teste de verificação da exatidão do tempo de exposição o medidor Victoreen foi posicionado de maneira a ficar alinhado com o colimador, a uma distância de 66 cm do ponto focal ao detector, como mostra a Figura 3.6. Foram verificados três tempos de exposição (0,2, 0,5 e 1,2 s) para a técnica de periapical dos dentes molares superiores esquerdo (MSE). Para cada tempo nominal selecionado foram feitas três exposições e os valores de tempo visualizados no *display* do medidor Victoreen foram anotados. A tensão e a corrente são parâmetros fixos neste equipamento, iguais a 70 kVp e 8 mA em todos os testes.

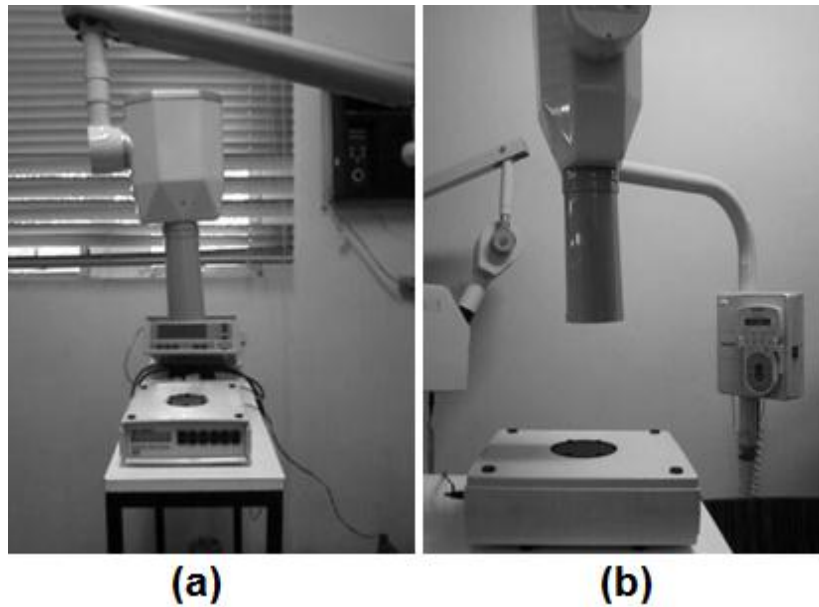


Figura 3.6: Posicionamento do tubo em relação ao detector para verificação da exatidão do tempo de exposição: (a) visão de frente (b) visão lateral.

Para cada valor de tempo obtido na série de medições foi feito o cálculo da média dos tempos e o cálculo da discrepância (d) através da equação 2.10 [44].

3.1.4. Verificação da exatidão da tensão

A geometria de irradiação adotada para realização do teste de verificação da exatidão da tensão foi a mesma utilizada na verificação da exatidão do tempo de exposição.

Neste teste foram realizadas três exposições para cada tempo selecionado e para as seguintes técnicas radiográficas: incisivo central superior (ICS) e molar superior direito (MSD). Os tempos escolhidos variaram de 0,2 s a 1,2 s. O cálculo da discrepância na exatidão da tensão foi feito aplicando a equação 2.11 e admitindo para kVp_{nom} o valor de 70 kVp e kVp_{med} o valor médio da tensão encontrada [44].

3.1.5. Avaliação da reprodutibilidade da taxa de kerma no ar

No teste de avaliação da reprodutibilidade da taxa de kerma no ar foram utilizadas as técnicas para os exames periapicais de incisivo central superior e molar superior direito, para tempos variando entre 0,2 e 1,2 s. O cálculo da reprodutibilidade foi feito mediante a equação 2.12 [44].

3.2. Utilização dos detectores termoluminescentes

3.2.1 Seleção e leitura dos detectores

Primeiramente foi selecionado um lote que continha 327 detectores termoluminescentes (TLD) em formato de pastilhas (chips) do tipo fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti), fabricados e comercializados pela Harshaw chamados de TLD-100. Os chips utilizados possuíam as seguintes dimensões: 3 x 3 x 0,9 mm³. Estes foram submetidos a doses de 0,5 mGy, 1,0 mGy, 1,5 mGy, 2,0 mGy, 2,5 mGy e 3,0 mGy quando expostos a uma fonte padrão de ¹³⁷Cs. As leituras de resposta foram obtidas utilizando a leitora manual Harshaw TLD 3500, número de série 9708274, do Laboratório de Monitoração Externa do IRD (SEMEX/IRD), apresentada na Figura 3.7. Por se tratar de uma leitora manual, cada chip foi inserido na bandeja individualmente com o auxílio de uma pinça metálica.

Antes da leitura do primeiro chip, é necessário realizar os seguintes testes: luz de referência, ruído e prancheta [66]. Estes testes iniciais servem para detectar mudanças na sensibilidade no tubo fotomultiplicador, no sistema óptico e no circuito eletrônico, garantindo assim que a leitora esteja funcionando adequadamente. Logo a seguir procedeu-se à leitura do primeiro TLD e a informação obtida era armazenada em um arquivo previamente construído no computador associado à leitora. A leitura foi feita com a temperatura inicial de 90°C e final de 240°C, com uma taxa de aquecimento de 10°C/s, o tempo de aquisição da leitura para cada TLD foi de 23 s. Após a leitura de

cada TLD a carga coletada é armazenada em um arquivo previamente criado no computador.



Figura 3.7: Leitora Harshaw 3500 com a gaveta de inserção dos TLDs aberta (detalhe à direita).

A partir das leituras obtidas foi construída uma curva: leitura do TLD em unidades de carga (nC) versus kerma no ar (mGy) para cada um dos 327 chips avaliados. Cada curva foi ajustada como uma reta e seus coeficientes angulares e lineares foram comparados. O critério de seleção utilizado foi desconsiderar os TLDs que possuíssem coeficientes angulares e lineares inferiores à média somada ao dobro do desvio padrão e superiores à média somada ao dobro do desvio padrão, ($média \pm 2\sigma$). Do total restaram 170 TLDs que cumpriam com o critério de seleção adotado, resultando em um lote com homogeneidade de resposta superior a 3% para doses acima de 1,0 mGy.

Um exemplo da curva obtida para um dos TLDs selecionados pode ser observada na Figura 3.8.

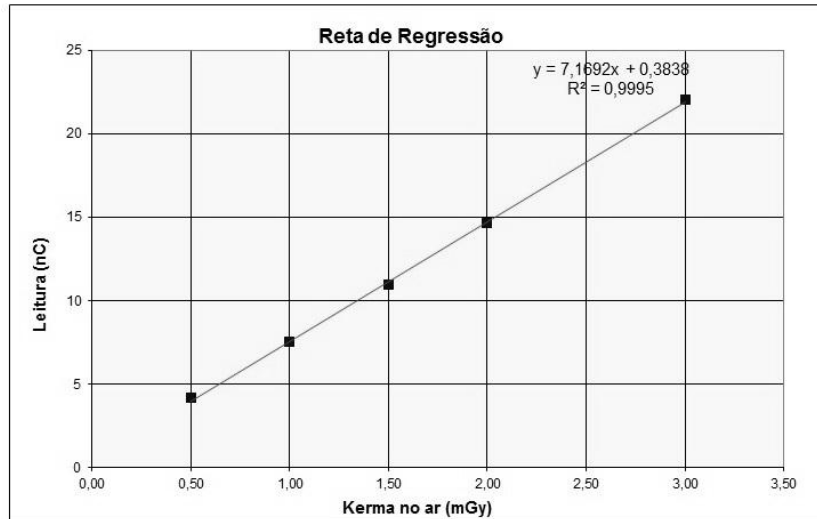


Figura 3.8: Reta de regressão de um dos TLDs selecionados cujo coeficiente angular foi de 7,1692 nC/mGy e linear de 0,3838 nC.

Antes dos TLDs serem expostos ao feixe de raios X, estes eram zerados no forno PTW, modelo TLDO, número de série 13211709, Fabricante PTW Freiburg. O forno de tratamento térmico utilizado foi o PTW-TLD, forno C, do SEMEX/IRD que encontra-se apresentado na Figura 3.9. Nele são inseridas bandejas de aço inoxidável contendo os TLDs, que devem ser manipulados através da pinça, a fim de não acrescentar impurezas ao dosímetro, danificando a sua resposta. Ao estarem dentro do forno os TLDs são submetidos a ciclos de aquecimento e resfriamento até serem “zerados” denominados de pré-tratamento e pós-tratamento térmico no forno PTW-TLD. Este forno apresenta dois ciclos de tratamento pré-estabelecidos, bastando ao usuário escolher o ciclo que convir a suas medidas.

Uma vez selecionado o ciclo correspondente ao pós-tratamento térmico (ciclo 2), a bandeja metálica contendo os TLDs foi colocada dentro do forno e os TLDs foram submetidos a uma temperatura de 100°C por um período de 10 minutos. Após o pós-tratamento térmico dos TLDs, os mesmos foram lidos na leitora Harshaw 3500.



Figura 3.9: Forno PTW-TLD do SEMEX/IRD.

Os TLDs utilizados durante as exposições correspondentes ao exame periapical completo foram submetidos a tratamentos térmicos e depois os mesmos foram lidos na leitora Harshaw 3500.

3.2.2. Realização das exposições

Nas etapas descritas a seguir, foram utilizadas as seguintes instrumentações:

- 1) arranjo de cabeça-pescoço do simulador Alderson-Rando;
- 2) dosímetro diagnóstico PTW DIADOS, tipo 11003, Fabricante PTW-Freiburg;
- 3) conjunto de TLDs selecionados previamente;
- 4) equipamento de raios X odontológico *Spectro 70X Seletronic*.

O instrumento PTW DIADOS, tipo 11003, do fabricante PTW-Freiburg foi utilizado para medir valores de dose e tempo de exposição, utilizando o detector de estado sólido (semicondutor) acoplado ao medidor e que faz parte do instrumento. O detector utilizado pode trabalhar na faixa de energia de 45 a 150 kVp e está ilustrado na Figura 3.10 juntamente com o medidor DIADOS. As incertezas informadas pelo fabricante

para a reprodutibilidade das medidas é $\leq \pm 0,5\%$ e para a dependência da direção do feixe de entrada é $\leq \pm 3\%$ [67].



Figura 3.10: Sistema medidor PTW DIADOS (eletrômetro e detector).

Após a realização do pré-tratamento térmico dos TLDs selecionados, pode-se iniciar as exposições dos dosímetros aplicando as técnicas radiográficas que compõem o exame periapical completo. Cada chip foi identificado com números, portanto foi possível determinar com exatidão o posicionamento de cada chip nas fatias do simulador e também para qual técnica foi utilizado.

As medidas foram divididas em três etapas:

- i) cálculo do fator de calibração diário do sistema TL;
- ii) determinação da dose na superfície de entrada utilizando o medidor PTW DIADOS e os TLDs;
- iii) irradiação do simulador com todas as incidências que compõem o exame periapical completo, após terem sido inseridos os chips em cada ponto anatômico de interesse, nas fatias do simulador que contêm as glândulas salivares e a tireóide.

3.2.3 Cálculo do fator de calibração diário do sistema

Do total de 170 TLDs selecionados para o trabalho, cinco foram expostos a uma dose conhecida e outros cinco foram utilizados para a determinação da radiação de fundo (*background*). Os cinco TLDs destinados a uma dose de referência foram irradiados com uma fonte-padrão de ^{137}Cs durante aproximadamente 4 minutos a uma distância de 2 m da fonte, recebendo 0,5 mGy de kerma no ar. A exposição foi feita com o uso de uma caixa de irradiação onde os cinco TLDs ficaram posicionados de forma a manter as condições de equilíbrio eletrônico.

A cada avaliação do conjunto de TLDs, os 5 chips irradiados com a fonte de ^{137}Cs eram lidos com o objetivo de obter um fator de calibração diário denominado F_c , conforme a equação 3.1:

$$F_c = \frac{0,5 \text{ mGy}}{(LI_{med} - BG_{med})} \quad (3.1)$$

Onde:

LI_{med} é o valor médio das leituras (nC) dos cinco TLDs irradiados;

BG_{med} é o valor médio das leituras (nC) do *background* dos cinco TLDs não-irradiados.

A unidade deste fator de calibração diário F_c é mGy/nC. Este fator de normalização F_c será fundamental para a conversão da resposta dos conjuntos de TLDs (nC) para a grandeza de kerma no ar (mGy), que posteriormente serão utilizados na estimativa da dose na superfície de entrada, item a seguir.

3.2.4. Determinação da dose na superfície de entrada

As medições dos valores de dose na superfície de entrada do simulador foram realizadas com o auxílio do medidor PTW DIADOS, de TLDs e de uma trena para medir a

distância entre o ponto focal e o centro do detector. Primeiramente, foram realizadas 10 exposições para uma dada técnica radiográfica considerando apenas a leitura obtida com o detector PTW DIADOS. Após este procedimento, retirava-se a câmara e colocava-se um conjunto de cinco TLDs para medir a dose na superfície de entrada com espalhamento, e novamente repetiam-se as 10 exposições utilizando os parâmetros fornecidos pelo equipamento para aquela incidência escolhida. Tal metodologia foi adotada para que fosse possível realizar a conversão entre os valores de kerma no ar obtidos com o detector PTW e os valores em carga fornecidos pelos TLDs.

A razão de realizar 10 exposições teve como objetivo reduzir as incertezas associadas às medições para compensar as possíveis variações de tensão do equipamento odontológico.

A Figura 3.11 à esquerda ilustra o posicionamento do detector em relação ao colimador para a determinação da dose de entrada na primeira etapa e à direita com o conjunto de TLDs posicionado na frente do centro do colimador.

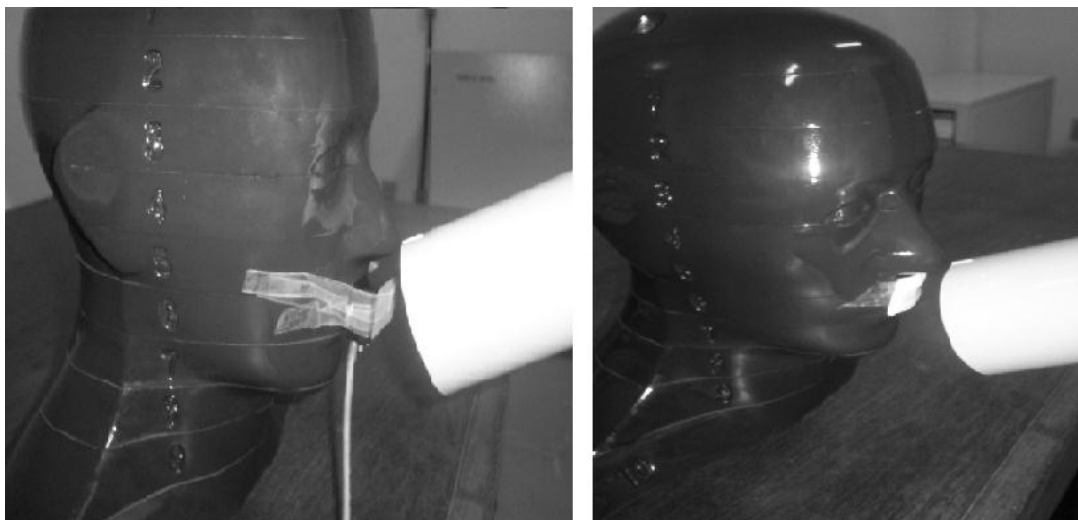


Figura 3.11: À esquerda: posicionamento do detector PTW na saída do feixe. À direita: posicionamento do conjunto de TLDs na superfície do simulador. Ambos para a técnica da bisetriz do grupo dos incisivos inferiores.

A incerteza do tipo A (μ_{Ai}) associada às medidas do conjunto (i) de 5 TLDs foi calculada pela equação abaixo, para um intervalo de confiança de 95%.

$$\mu_{Ai} = (t_{5,95\%} \cdot x S_i) / \sqrt{n} \quad (3.2)$$

Onde:

n corresponde aos graus de liberdade do conjunto (n=5) ou quantidade de TLDs utilizada

$t_{5,95\%}$ = t de Student para n= 5 e 95% de intervalo de confiança, que segundo a tabela de distribuição t de Student (disponível no anexo A) vale aproximadamente 2,78.

S_i é o desvio-padrão dos valores obtidos com os 5 TLDs de cada conjunto.

3.2.5. Execução do exame periapical completo

Como já foi descrito no item 2.3 do Capítulo 2, o exame periapical completo é constituído de 14 radiografias periapicais individuais. Para todas as técnicas radiográficas utilizadas, as exposições foram realizadas a uma distância foco-pele de 27 cm; os demais parâmetros foram selecionados conforme descrito no item 2.6.1.

Na Tabela 3.1 são apresentadas todas as técnicas radiográficas utilizadas nas radiografias da arcada superior (maxilar) e na Tabela 3.2 as técnicas para arcada inferior (mandibular), totalizando as 14 radiografias do exame periapical completo.

Tabela 3.1: Técnicas para as radiografias da arcada superior (maxilar).

Projeção do exame	Angulação do tubo	Tempo nominal(s)	Tipo de filme/ Paciente
Incisivo central sup.	55°	0,50	E/Adulto
Canino Direito sup.	50°		
Canino Esquerdo sup.			
Pré-Molar esquerdo sup.	40°	0,55	
Pré-Molar direito sup.	25°		
Molar direito sup.	30°	0,60	
Molar esquerdo sup.			

Tabela 3. 2: Técnica utilizada nas radiografias da arcada inferior (mandibular).

Projeção do exame	Angulação do tubo	Tempo nominal(s)	Tipo de filme/ Paciente
Incisivo central inf.	25°	0,45	E/Adulto
Canino Direito inf.	20°		
Canino Esquerdo inf.	-10° *		
Pré-Molar esquerdo inf.	20°	0,50	
Pré-Molar direito inf.	-20°*		
Molar direito inf.	0°		
Molar esquerdo inf.			

*Ângulos negativos significam uma rotação do cabeçote em relação ao eixo do goniômetro.

Após terem sido definidos todos os parâmetros técnicos para a realização das exposições, foram inseridos TLDs em cada cavidade do simulador que correspondia às glândulas de interesse, segundo comparação com o atlas de anatomia Sobotta [48].

Os TLDs foram sempre manuseados com a pinça metálica. A disposição dos TLDs dentro das diferentes fatias foi a seguinte: 2 chips na fatia identificada pelo número 6, 4 chips na fatia 7 e 2 chips na fatia 9. Tendo sido considerado apenas as glândulas salivares maiores e a glândula tireóide. Na Figura 3.12 mostra-se o posicionamento dos TLDs dentro das fatias.

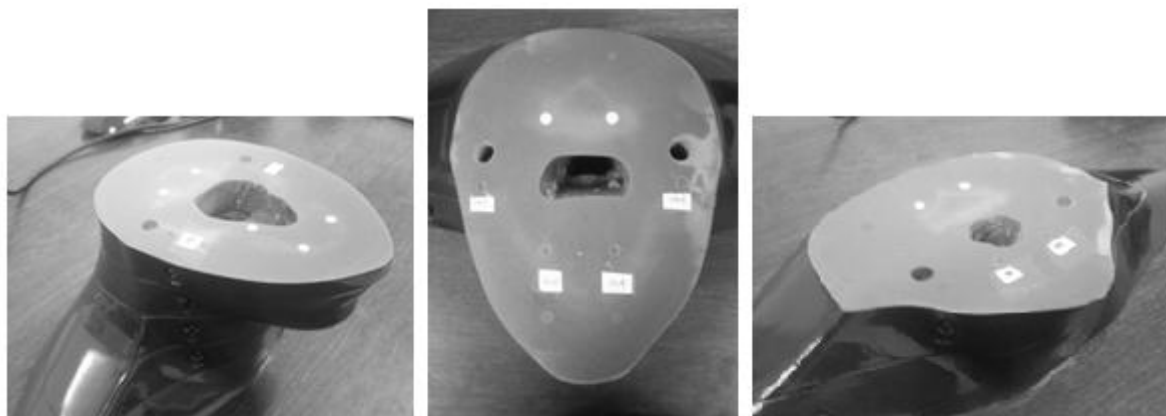


Figura 3.12: À direita: fatia 6 do simulador correspondente às glândulas parótidas. Centro: Fatia 7 do simulador correspondente às glândulas submandibular (acima) e sublingual (abaixo). À esquerda: fatia 9 do simulador correspondente aos lobos da tireóide.

Após a inserção dos chips dentro do simulador a técnica radiográfica era empregada sem que o posicionamento do colimador e do simulador fosse alterado.

3.3. Análise e tratamento dos dados

3.3.1. Estimativa da dose na superfície de entrada

A resposta dos TLDs que ficaram posicionados na frente do feixe de raios X na superfície do simulador será chamada de R_{TLDs} e é dada por:

$$R_{TLDs}(mGy) = (L_{TLDs} - BG_{med}) \times F_c / 10 \quad (3.3)$$

Onde:

L_{TLDs} é o valor de leitura média dos TLDs que ficaram na superfície simulador;

BG_{med} foi definido no item 3.2.3 e o fator 10 deve-se ao número de exposições realizadas;

F_c é dado pela equação 3.1.

Para relacionar a resposta dos TLDs que ficaram na superfície do simulador com o valor de dose na superfície de entrada obtido diretamente com o equipamento PTW DIADOS, foi definido um novo fator de calibração dos TLDs na grandeza kerma na superfície de entrada denominado F_k . Este fator é dado pela equação 3.4:

$$F_k = \frac{R_{PTW}}{R_{TLDs}} \quad (3.4)$$

Onde:

R_{PTW} é o valor médio das 10 leituras, em mGy, obtidas a partir das exposições realizadas quando se irradiava o detector do instrumento PTW DIADOS para uma dada técnica radiográfica.

3.3.2. Estimativa da dose absorvida nos órgãos

O cálculo da dose absorvida nos órgãos de interesse em cada radiografia foi determinado a partir da equação 3.5, que depende também do fator F_k e dos coeficientes de atenuação de massa e energia (μ_{en}/ρ) da água e do ar para fótons de 30 keV de energia [37]. Os coeficientes empregados foram retirados das tabelas de coeficientes de atenuação de massa do livro Attix [37] e a escolha da energia de 30 keV deve-se ao fato de que as energias médias para o equipamento odontológico são inferiores ao valor de energia efetiva do equipamento.

$$D_{orgao} = \frac{(R_{TLDs} \cdot F_k)}{10} \frac{(\mu_{en}/\rho)_{\acute{a}gua}}{(\mu_{en}/\rho)_{ar}} \text{ (mGy)} \quad (3.5)$$

Considerando que neste caso:

R_{TLDs} é a leitura (nC) de um único TLD localizado na posição anatômica do órgão, cavidade do simulador. O fator 10 corresponde à quantidade de exposições realizadas. E os coeficientes de atenuação de massa em energia empregados foram:

$(\mu_{en}/\rho)_{\acute{a}gua} = 0,149 \text{ cm}^2/\text{g}$ e $(\mu_{en}/\rho)_{ar} = 0,148 \text{ cm}^2/\text{g}$ para a energia de 0,03 MeV [37].

CAPÍTULO 4

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo serão apresentados todos os resultados encontrados em cada etapa descrita no Capítulo 3 do trabalho. Primeiramente serão apresentados os resultados obtidos para os testes de controle de qualidade do equipamento *Spectro 70X* Seletronic e posteriormente os resultados referentes à dosimetria propriamente dita.

4.1 Testes de controle de qualidade

4.1.1 Cálculo da camada semi-redutora (CSR)

Na Tabela 4.1 são apresentados os valores de exposição (mGy) obtidos durante a inserção de placas de alumínio na saída do colimador do equipamento *Spectro 70X* e o valor obtido da camada semi-redutora.

Tabela 4.1: CSR do equipamento *Spectro 70X* Seletronic, DabiAtlante.

Espessura (mm de Al)	L ₁ (mGy)	L ₂ (mGy)	L ₃ (mGy)	CSR (mm de Al)
0,0	0,99	0,99	1,00	2,3
1,1	0,69	0,69	0,68	
2,2	0,52	0,50	0,50	
3,2	0,39	0,39	0,39	

Verifica-se que o equipamento de raios X possui uma CSR em conformidade com o valor de referência da legislação, pois é superior a 1,5 mm de Al considerando a tensão de 70 kV. A adequação deste parâmetro garante que fótons de baixa energia não aumentem desnecessariamente a dose recebida pelo paciente, já que estes fótons não contribuem para a qualidade da imagem.

No entanto, estudos comprovam que um valor de filtração muito acima do recomendado pode diminuir o rendimento do tubo de raios X e conseqüentemente reduzir o tempo de vida útil do equipamento [68,69].

4.1.2 Avaliação do tamanho de campo de irradiação

A partir da imagem do colimador no filme odontológico foi possível medir com uma régua o diâmetro do campo, tendo-se obtido o valor **5,80 ± 0,05 cm**. Sendo assim, o tamanho de campo encontra-se de acordo com o valor de referência, 6,0 cm, para um equipamento do tipo intra-oral. Contudo como o diâmetro medido foi superior a 5,0 cm recomenda-se a utilização de um sistema de alinhamento e posicionamento do filme como descrito em 2.6.1c.

4.1.3 Verificação da exatidão do tempo de exposição

Na Tabela 4.2 são apresentados os resultados obtidos na avaliação da exatidão do tempo de exposição, além de todas as informações que foram utilizadas no cálculo.

Tabela 4.2: Resultados do cálculo da exatidão do tempo de exposição.

Tempo nominal (s)	T₁(s)	T₂ (s)	T₃ (s)	T_{médio}(s)	d (%)
0,2	0,2227	0,2225	0,2058	0,2173	-8,67
0,5	0,5540	0,5540	0,5218	0,5433	-8,65
1,2	1,2840	1,2850	1,2840	1,2843	-7,03

Para os três tempos de exposição (0,2, 0,5 e 1,2 s) verificados na técnica de molar superior esquerdo foram encontrados ao recomendado no item 2.6.1. Os valores negativos apresentados na Tabela 4.2 indicam que o valor medido foi superior ao valor

nominal. Isto se deve à existência de mecanismo de compensação do tempo durante o disparo para o modelo deste equipamento de raios X [25].

4.1.4. Verificação da exatidão da tensão

As Tabelas 4.3 e 4.4 apresentam os resultados obtidos no teste de avaliação da exatidão da tensão, que é fixa em 70 kVp (nominal), e a discrepância encontrada para cada um dos três tempos selecionados em cada técnica.

Tabela 4.3: Exatidão da tensão do tubo para a técnica de incisivo central superior (ICS).

Tempo nominal (s)	kVp ₁	kVp ₂	kVp ₃	kVp _{médio}	d (%)
0,2	67,43	67,92	68,00	67,78	3,2
0,5	66,77	66,94	66,64	66,78	4,6
1,0	67,17	66,90	66,96	67,01	4,3

Tabela 4.4: Exatidão da tensão do tubo para a técnica de molar superior direito.

Tempo nominal (s)	kVp ₁	kVp ₂	kVp ₃	kVp _{médio}	d (%)
0,2	68,41	68,27	67,85	68,18	2,6
0,5	67,00	66,86	66,94	66,93	4,4
1,2	66,89	66,92	66,61	66,81	4,6

O equipamento *Spectro 70X Seletronic* apresentou um valor de desempenho aceitável na exatidão da tensão, para todos os tempos avaliados nas duas técnicas de radiografias periapicais escolhidas, quando comparados com o valor de referência do item 2.6.1.

Destaca-se que para o tempo de 0,2 s foi encontrado o menor desvio percentual para ambas as técnicas. O desvio máximo de 4,6% ocorreu para o tempo de exposição de 0,5 s quando a técnica de incisivo central superior foi selecionada e para o tempo de 1,2 s para a técnica de molar superior direito. Em nenhum dos dados coletados foi obtido uma tensão superior ao valor nominal fornecido pelo fabricante, 70 kVp.

4.1.5. Avaliação da reprodutibilidade da taxa de kerma no ar

As Tabelas 4.5 e 4.6 apresentam os resultados de reprodutibilidade para as duas técnicas radiográficas analisadas e para os três tempos de exposição selecionados.

Tabela 4.5: Reprodutibilidade da exposição para a técnica de incisivo central superior.

Tempo nominal (s)	L ₁ (mR)	L ₂ (mR)	L ₃ (mR)	L _{médio} (mR)	L _{médio} (mGy)	R (%)
0,2	13,84	13,50	13,84	13,76	0,12	0,6
0,5	39,55	39,41	37,51	38,82	0,34	1,3
1,0	78,65	78,02	78,10	78,26	0,68	0,2

Tabela 4.6: Reprodutibilidade da exposição para a técnica de molar superior direito.

Tempo nominal (s)	L ₁ (mR)	L ₂ (mR)	L ₃ (mR)	L _{médio} (mR)	L _{médio} (mGy)	R (%)
0,2	14,04	13,64	15,18	14,29	0,12	3,4
0,5	38,63	38,31	39,27	38,74	0,34	4,1
1,2	93,74	94,19	93,70	93,88	0,82	3,7

Para as duas técnicas periapicais avaliadas não foram verificados valores de reprodutibilidade superiores ao recomendado no item 2.6.1. A máxima reprodutibilidade foi de 4,1% para um tempo de exposição nominal de 0,5 s na técnica de molar superior esquerdo. Destes resultados apresentados nas Tabelas 4.5 e 4.6 os dados mais expressivos a serem considerados são as reprodutibilidades calculadas para

o tempo de exposição de 0,5 s, pois este é o tempo definido pelo equipamento quando as técnicas citadas são selecionadas.

De acordo com os resultados apresentados e com as discussões apresentadas pode-se concluir que o equipamento odontológico encontra-se em conformidade com a legislação vigente para os testes de controle de qualidade realizados. Logo, os resultados obtidos são mais representativos do que para equipamentos que não são aferidos com a frequência recomendada pela legislação nacional e que não possuem um programa de garantia de qualidade implementado e eficiente.

É de suma importância que seja implementado um programa de garantia da qualidade que inclua testes de aferição no equipamento odontológico, utilização de protetores de tireóide durante a realização dos exames desde que esse não prejudique a imagem e diminuição das repetições dos exames, a fim de limitar a dose recebida pelo paciente. Em nenhuma das medidas realizadas foi utilizado protetor de tireóide, logo é necessário que este equipamento de proteção individual seja utilizado em todas as práticas odontológicas já que minimiza a dose. Além disto, se faz necessário o emprego de posicionadores que delimitem de modo mais eficaz a área a ser radiografada e não exponha às demais áreas compreendidas na região da cabeça-pescoço.

4.2. Utilização dos detectores termoluminescentes

Neste tópico serão apresentados os resultados do fator de calibração diário dos detectores, as doses na superfície de entrada medida com o sistema PTW DIADOS, os fatores de calibração dos detectores, a dose absorvida nos órgãos e por fim uma análise comparativa das doses equivalentes determinadas em trabalhos descritos na literatura.

4.2.1 Cálculo do fator de calibração diário dos detectores

A Tabela 4.7 apresenta os valores encontrados para o fator F_c definido na equação 3.1 do Capítulo 3 para cada dia.

Tabela 4.7: Resultados do fator F_c para cada dia de avaliação dos TLDs.

Etapas	F_c (mGy/nC)
I	0,168
II	0,165
III	0,166

Embora o exame periapical completo tenha sido concluído em três etapas de medidas e tenham sido irradiados diferentes conjuntos de TLDs para medir o *background* e para realizar as diferentes incidências, não houve uma diferença significativa nos valores encontrados para o fator F_c na Tabela 4.7. Isto evidencia a estabilidade do sistema.

4.2.2. Determinação da dose na superfície de entrada

A Tabela 4.8 apresenta os valores obtidos de exposição e tempo de exposição com seus desvios-padrão associados quando o sistema medidor PTW DIADOS foi utilizado para cada incidência do exame periapical completo e seguindo a metodologia discutida no item 3.2.4 do Capítulo 3. Os valores de exposição apresentados correspondem à média obtida para 10 repetições de cada incidência.

Tabela 4.8: Resultados de kerma no ar e tempo determinados pelo PTW DIADOS para cada incidência do exame periapical completo, com seus desvios-padrões associados.

Incidência	Kerma no ar (mGy)	Tempo nominal (s)	Tempo médio real (s)
MSD	2,39 ± 0,03	0,60	0,72 ± 0,01
MSE	2,14 ± 0,01	0,60	0,72 ± 0,01
MID	2,61 ± 0,03	0,50	0,61 ± 0,01
MIE	2,57 ± 0,04	0,50	0,63 ± 0,01
PMSD	2,36 ± 0,03	0,55	0,68 ± 0,01
PMSE	2,47 ± 0,01	0,55	0,66 ± 0,01
PMID	2,38 ± 0,03	0,50	0,61 ± 0,01
PMIE	2,46 ± 0,02	0,50	0,62 ± 0,01
ICS	2,28 ± 0,03	0,50	0,60 ± 0,01
ICI	2,21 ± 0,03	0,45	0,56 ± 0,01
CSD	2,31 ± 0,07	0,50	0,57 ± 0,01
CSE	2,28 ± 0,03	0,50	0,60 ± 0,01
CID	2,30 ± 0,01	0,45	0,55 ± 0,01
CIE	2,19 ± 0,02	0,45	0,56 ± 0,01

MSD/E (molar superior direito/esquerdo), MID/E (molar inferior direito/esquerdo), PMSD/E (pré-molar superior direito/esquerdo), ICS/I (incisivo central superior/inferior), CSD/E (canino superior direito/esquerdo) e CID/E (canino inferior direito/esquerdo).

Na Tabela 4.8 pode-se notar que os valores de kerma no ar variaram entre 2,14 - 2,61 mGy, tendo sido obtido as exposições mínima e máxima para a técnica de molar superior e inferior, respectivamente. Quando comparados os valores de exposição obtidos no lado esquerdo e direito do simulador, para uma mesma técnica radiográfica, nota-se que em cinco dos sete grupos de dentes o valor de exposição foi superior no lado direito. Este fato pode ser associado à utilização de variações nas inclinações do tubo. Não foi encontrada nenhuma relação entre a anatomia do simulador que justifiquem tais variações.

Os dados obtidos a partir da leitura dos TLDs (nC), quando o conjunto destes foi colocado na superfície do simulador, estão apresentados na Tabela 4.9. A incerteza associada às medidas corresponde à incerteza média dos cinco TLDs para um intervalo de confiança de 95%, dada pela equação 3.6.

Tabela 4.9: Leitura dos dosímetros quando expostos na superfície do simulador.

Incidência	Leitura média (nC)	Incidência	Leitura média (nC)
MSD	244,4 ± 6,1	PMIE	217,9 ± 15,9
MSE	253,7 ± 19,6	ICS	191,0 ± 9,1
MID	213,9 ± 12,8	ICI	189,3 ± 16,8
MIE	229,0 ± 13,1	CSD	189,1 ± 25,1
PMSD	226,8 ± 18,1	CSE	188,8 ± 10,9
PMSE	213,4 ± 22,6	CID	187,3 ± 18,8
PMID	230,9 ± 18,8	CIE	192,9 ± 17,1

A partir das informações da Tabela 4.9 pode-se notar que a incidência de MSE apresentou uma leitura máxima de 253,7 nC, enquanto a incidência de CID a mínima de 187,3 nC. As incertezas associadas às leituras de cada conjunto de TLDs utilizados variaram de 2,45% a 13%, para a técnica de MSD e CSD, respectivamente.

4.3. Análise e tratamento dos dados

A Tabela 4.10 apresenta os resultados dos fatores de calibração dos TLDs F_k calculados pela equação 3.4 e a resposta dos TLDs, R_{TLDs} para cada incidência que compõem o exame periapical completo, tendo sido definidos no item 3.3.1 do Capítulo 3.

Tabela 4.10: Fatores de conversão para o exame periapical completo.

Incidência	R_{TLDs} (mGy)	F_k
MSD	3,73	0,64
MSE	3,87	0,55
MID	3,59	0,73
MIE	3,84	0,67
PMSD	3,81	0,62
PMSE	3,54	0,70
PMID	3,52	0,68
PMIE	3,66	0,67
ICS	3,15	0,72
ICI	3,12	0,71
CSD	3,14	0,74
CSE	3,13	0,73
CID	3,09	0,74
CIE	3,18	0,68
Média	3,45	0,68
Desvio padrão	0,30	0,05

As respostas dos TLDs após terem sido convertidas para kerma no ar devido a energia empregada, apresentaram o valor máximo de 3,87 mGy para a incidência de MSE e 3,09 mGy na técnica de CID, valores estes proporcionais às leituras obtidas na unidade de carga (nC) que foi apresentada na tabela 4.9. Os fatores F_k obtidos para cada incidência variaram de 0,55- 0,74 e um desvio-padrão de 0,05 em relação à média.

Ao determinar a razão entre o desvio-padrão e a média, obtém-se o coeficiente de variação, que para a R_{TLDs} e F_k foram de aproximadamente 8%.

4.3.1. Estimativa da dose absorvida nos órgãos

As doses absorvidas encontradas para cada glândula foi determinada pela equação 3.5, sendo apresentadas nas Tabelas 4.11 e 4.12. Os dados foram divididos para a arcada superior (maxilar) e arcada inferior (mandibular).

Tabela 4.11: Doses nos órgãos para cada incidência da arcada superior (maxila).

Doses (mGy)							
Órgão	MSD	MSE	PMSD	PMSE	ICS	CSD	CSE
TD	0,61	0,02	0,31	0,14	0,02	0,20	0,05
TE	0,21	0,03	0,14	0,43	0,02	0,06	0,04
SMD	1,35	0,01	0,92	0,03	0,00	0,04	0,01
SME	0,03	0,08	0,06	1,04	0,00	0,01	0,02
SLD	0,25	0,05	0,28	0,08	0,01	0,14	0,03
SLE	0,03	0,20	0,12	0,20	0,01	0,03	0,07
PD	0,11	0,01	0,39	0,01	0,00	0,02	0,01
PE	0,01	0,05	0,02	0,78	0,00	0,00	0,01

Legenda dos órgãos: TD/E (lobo direito da tireóide/ lobo esquerdo), SMD/E (submandibular direita/esquerdo), SLD/E (sublingual direito/esquerdo) e PD/E (parótida direita/esquerdo).

Analisando os resultados da Tabela 4.11, pode-se perceber que todos os órgãos avaliados obtiveram os menores valores de dose absorvida na incidência de incisivos centrais superiores (ICS). Isto pode ter ocorrido devido a duas razões: devido esta incidência apresentar o maior grau de inclinação do tubo (55°) quando comparada com as demais técnicas radiográficas e o fato de nesta inclinação praticamente toda a dose ser absorvida pelo osso maxilar do simulador. As doses absorvidas nulas registradas na Tabela 4.11 apontam que nestas localizações os TLDs obtiveram uma resposta abaixo do seu limite de detecção. As doses máximas encontradas na arcada superior foram

registradas nas incidências de molar direito e esquerdo e pré-molar esquerdo, com uma variação de 0,20 - 1,35 mGy, ambos na glândula submandibular.

Tabela 4.12: Doses nos órgãos para cada incidência da arcada inferior (mandíbula).

Doses (mGy)							
Órgão	MID	MIE	PMID	PMIE	ICI	CID	CIE
TD	0,08	0,03	0,57	0,06	0,02	0,03	0,03
TE	0,05	0,04	0,28	0,07	0,02	0,02	0,03
SMD	1,68	0,22	0,20	0,07	0,04	0,12	0,06
SME	0,11	1,11	0,04	0,13	0,11	0,05	0,04
SLD	0,69	0,21	0,42	0,18	0,22	0,50	0,15
SLE	0,05	0,67	0,09	0,42	0,22	0,23	0,37
PD	1,36	0,13	0,03	0,02	0,02	0,12	0,04
PE	0,11	0,25	0,01	0,00	0,11	0,04	0,03

Na Tabela 4.12 as doses máximas registradas na arcada inferior variaram de 0,25 - 1,68 mGy para a glândula parótida esquerda e submandibular direita nas incidências de molar. No entanto as doses absorvidas mínimas não apresentaram o mesmo padrão encontrado nas doses da arcada superior, pois nas técnicas radiográficas foram empregados outros ângulos de inclinações do tubo. Além disto, pode-se perceber que para as doses absorvidas mínimas da arcada inferior as variações foram maiores do que na maxila e apenas na parótida esquerda para a incidência de pré-molar esquerdo houve dose nula.

A partir dos dados apresentados nas Tabelas 4.11 e 4.12 foram obtidas as doses totais absorvidas por cada glândula no exame periapical. Os resultados apresentados na Tabela 4.13 foram calculados realizando a soma das doses absorvidas pela glândula em cada incidência da arcada superior e inferior e pela média obtida entre as duas orientações direita e esquerda.

Tabela 4.13: Dose absorvida no exame periapical completo por glândula.

Órgão	Dose total para o exame periapical completo (mGy)	Dose média absorvida no órgão em um exame periapical completo (mGy)
TD TE	2,17 ± 0,15 1,43 ± 0,09	1,80 ± 0,09
SMD SME	4,74 ± 0,41 2,81 ± 0,28	3,78 ± 0,25
SLD SLE	3,21 ± 0,14 2,71 ± 0,14	2,96 ± 0,10
PD PE	2,27 ± 0,27 1,43 ± 0,15	1,85 ± 0,15

Com os resultados apresentados na Tabela 4.13 é possível destacar que durante a realização de um exame periapical completo o lobo esquerdo da tireóide recebeu a menor dose absorvida, enquanto na porção direita da glândula submandibular foi registrada a maior dose absorvida. Pode-se notar também que as doses absorvidas na porção direita de cada glândula foram sempre superiores ao do lado esquerdo, acredita-se que isto tenha ocorrido pela mesma razão explicitada no item 4.2.2. Embora as glândulas avaliadas não se encontrem muito afastadas anatomicamente, a variação entre a dose mínima e máxima calculadas foi de 3,45 mGy, que equivale a aproximadamente ao nível de referência de radiodiagnóstico apontado em 2.6.1.f.

4.3.2. Estimativa da dose equivalente e análise comparativa

A Tabela 4.14 mostra os valores de dose equivalente encontrados neste trabalho e doses descritas na literatura [13,19], a fim de realizar uma análise comparativa. A dose equivalente estimada para a glândula tireóide refere-se aos valores médios entre o lado esquerdo e direito. Para as glândulas salivares foi utilizada a média ponderada pelo peso

(g) de cada glândula e a estimativa de que 100% dos órgãos foram expostos à radiação, devido às dimensões das glândulas serem bastante. Segundo a literatura consultada a glândula parótida possui o maior peso, 28 g, seguidas da glândula submandibular com 15 g e sublingual com 2 g [57].

Tabela 4.14: Comparativo da dose equivalente para as glândulas salivares e tireóide.

Glândula	Fonte de referência	Dose equivalente (μSv)
Tireóide	Este trabalho	1801,5
	Ludlow.‡ [13]	550,0
	Bonzoumet [19]	390,0 \pm 10,0
Glândulas salivares	Este trabalho	2541,3
	Ludlow.‡ [13]	4110,0
‡ Resultados para um exame periapical completo, filme do tipo F e cone circular.		

De acordo com os resultados apresentados na Tabela 4.14 se pode verificar que para a glândula tireóide este estudo apresentou uma dose equivalente muito superior aos demais trabalhos comparados, porém a determinação da dose nesta glândula por Bonzoumet [19] foi feita na superfície da pele, através de valores de conversão encontradas com placas de acrílico. Contudo, a utilização desta metodologia subestima a dose absorvida pela tireóide, pois a glândula pode ser exposta em várias projeções do exame periapical completo e não somente na incidência que centraliza o pescoço. A metodologia de posicionamento dos detectores no estudo realizado por Ludlow não foi definida o suficiente para que houvesse uma maior comparação entre os dados obtidos.

Em relação às glândulas salivares, a dose equivalente calculada foi 58,18% menor do que o encontrado no trabalho de Ludlow et al, 2008 [13] de acordo com a Tabela 4.14, a diferença pode ser explicada pelas variações na técnica radiográfica utilizada e na consideração das massas de cada glândula em relação às doses absorvidas.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES E SUGESTÕES

5.1. Conclusões

A utilização de dosímetros do tipo TLD-100 para obter as doses absorvidas pelas glândulas salivares e tireóide, mostrou-se como um método eficiente e confiável, mesmo para um estudo que apresentaria doses relativamente baixas.

As doses calculadas para as glândulas salivares e tireóide fornecem dados sobre a ordem de grandeza das doses absorvidas por cada órgão quando as medidas são realizadas internamente ao simulador. Tendo sido encontrado doses absorvidas compreendidas na faixa de 0,01 mGy a 1,75 mGy, como mostrado nas Tabelas 4.11 e 4.12. Muitos trabalhos avaliam as doses da tireóide, cristalino entre outras, apenas superficialmente, e não inserindo detectores TL dentro das fatias do simulador, ou seja, nas regiões anatômicas de interesse.

Embora as doses obtidas sejam consideradas muito pequenas em relação às demais modalidades que utilizam radiação ionizante, é necessário ressaltar a crescente realização de radiografias odontológicas a nível nacional e em outros países [19,24,26,70].

A partir da análise dos resultados conclui-se que ao realizar um exame periapical completo a glândula tireóide receberia a menor dose absorvida, 1,88 mGy, enquanto a glândula submandibular a dose máxima, 3,94 mGy. Ressalta-se que as doses encontradas foram determinadas internamente ao simulador e que não foram consideradas repetições de exposições, além das 14 radiografias que compõem o exame periapical completo rotineiro. Caso estas repetições fossem consideradas, haveria um acréscimo significativo nas doses recebidas por cada órgão e por fim na dose equivalente.

Em relação à análise comparativa das doses equivalentes foi obtida para a tireóide nesta pesquisa uma dose três vezes superior ao descrito em um trabalho semelhante e para as glândulas salivares, aproximadamente duas vezes menor, tais diferenças podem ser devidas à variabilidade de técnicas radiográficas, diferentes equipamentos e a falta de clareza a respeito das grandezas medidas.

5.2. Sugestões

Baseado nas conclusões alcançadas sugere-se realizar maiores estudos que avaliem a dose absorvida por órgãos radiosensíveis durante a realização deste e outros exames radiográficos odontológicos, a fim de fornecer a literatura informações mais detalhadas sobre a dosimetria nesta área da radiologia e considerar as mais recentes atualizações dos fatores de peso do tecido fornecidos no documento ICRP 103 [11].

Recomenda-se também que este trabalho sirva de referência para os técnicos ou próprios cirurgiões-dentistas que executem de maneira mais criteriosa o posicionamento do tubo em relação ao dente a ser radiografado e que seja incorporado a sua rotina de trabalho a utilização de equipamentos de proteção individual no paciente tais como, óculos plumbífero e protetor de tireóide. Tais medidas contribuiriam significativamente para a redução de doses em órgãos que não são relevantes para a imagem radiográfica odontológica.

Sugere-se para pesquisas futuras estimar a dose de radiação nestes órgãos através da utilização de simulação Monte Carlo, código MCNPX 2.5 e o simulador antropomórfico MAX 06 e comparar os resultados obtidos utilizando os dois métodos: dosimetria termoluminescente e simulação computacional. Este novo projeto possibilitaria a inserção de uma nova metodologia de dosimetria que permitiria o estudo de outros procedimentos de radiologia odontológica, outros equipamentos odontológicos fornecendo assim maiores informações a respeito da distribuição de doses nos órgãos radiosensíveis da região da cabeça e pescoço.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. DEZOTTI, M. S. G. *Avaliação de filmes radiográficos periapicais em diferentes condições de processamento pelos métodos sensitométrico, digital e morfométrico*. Tese de D. Sc, Faculdade de Odontologia de Bauru, USP, Bauru, SP, Brasil, 2003.
2. VAN DER STELT, P.F. *Radiation Protection and Quality Assurance In Dental Radiography*. *Ver. Belg. Med. Dent.*, v. 51, n.2, p. 111-122, 1997.
3. EUROPEAN COMMISSION. *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.
4. SILVEIRA, M.M.F.; MONTEIRO, I.S.; BRITO, S.A. *Avaliação da utilização dos meios de radioproteção em consultórios odontológicos em Olinda / PE*. *Odontologia. Clín.-Científ.*, Recife, 4 (1): 43-48, jan/abr., 2005.
5. FREITAS, A. ROSA, E.J. FARIA E SOUZA. *Icléo*. 4ª ed. São Paulo: Artes Médicas.1998.
6. BIASOLI, A. JR. *Técnicas radiográficas, Princípios físicos, Anatomia básica, Posicionamento*. 1º Reimpressão. Editora Rubio, 2006.
7. SILVA PRD, FREITAS CF. RPG. *Estudo epidemiológico da utilização dos métodos de proteção radiológica em consultórios odontológicos no município de Marília – SP*. *Rev Pós Grad*;12(4):481-6, 2005.
8. TAUHATA, L., SALATI, I.P.A., DI. PRINZIO, R, DI. PRINZIO, M.A.R.R. *Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*, Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), CNEN , Sexta revisão fevereiro – Rio de Janeiro – 242p, 2006.
9. NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS (NCRP), Report n. 107. *Implementation of the principle of “as low as reasonably achievable” (ALARA) for medical and personal*. Bethesda, 1990.

10. ARDENGHI TM, BAYARDO RA, et al. *Estimativa de risco biológico das Radiações Ionizantes na medula óssea, glândula tireóide e glândulas salivares: considerações sobre pacientes infantis*. J Bras Odontopediatr Odontol Bebê, 6(32): 339-43, 2003.
11. ICRP, *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103, International Commission on radiological Protection*. Elsevier, 2008.
12. ICRP, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, International Commission on Radiological Protection*. Oxford: Pergamon Press, 1991.
13. LUDLOW JB, DAVIES-LUDLOW LE, et al. *Patient risk related to common dental radiographic examinations: The impact of 2007 International Commission on Radiological Protection Recommendations regarding Dose Calculation*. American Dental Association Council on Scientific Affairs. JADA;139;1237-1243, 2008.
14. PRESTON-MARTIN, S.; WHITE, S. C. *Brain and salivary gland tumours related to prior dental radiography: implications for current practice*. J. Am. Dent. Assoc, v. 120, pp. 151-158, 1999.
15. SUN E., CURTIS R., MELBYE M., et al. *Salivary gland cancer in the United States*. Cancer Epidemiology, Biomarkers & Prevention. Vol.8. 1095-1100. December,1999.
16. PRESTON-MARTIN S, THOMAS DC, et al. *Prior exposure to medical and dental x-rays related tumors of the parotid gland*. J Natl Cancer Inst;80(12):939-949, 1988.
17. Instituto Nacional do Câncer. Ministério da Saúde. Câncer da tireóide. Disponível em <[http:// www.inca.gov.br](http://www.inca.gov.br)>. Acesso em: nov. 2009.
18. EUN-SHAG CHO, KUN-HO CHOI, et al. *Skin entrance dose for digital and film radiography in Korean dental schools*. Korean Journal of Oral and maxillofacial radiology; 35:203-5, 2005.

19. BONZOMET, SPJ. *Avaliação da exposição na região dos olhos e do pescoço em pacientes submetidos a exame periapical completo*. Tese de M. Sc, Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Rio de Janeiro, Brasil, 2006.
20. UNDERHILL TE, CHILVARQUER I, et al. *Radiobiologic risk estimation from dental radiology. Part-II*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol; 66(2):261-7, 1988b.
21. DABI ATLANTE. Disponível em: <<http://www.dabiatlante.com.br>>. Acesso em: jan.2009.
22. BRANDT, C., PEREIRA, M. F., COSTA, C., VAROLI, O.J. *A influência do ensino da técnica radiográfica periapical do paralelismo preliminarmente ao da técnica radiográfica periapical da bissetriz*. Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo. Vol. 11, nº 2. São Paulo. April/Junho, 1997.
23. PEIXOTO, E. J.; CAMPOS, M. C.; et al. *Database for the National Radiation Controle Programme in Radical and Dental Radiography* (Apresentado no Simpósio Internacional sobre Infraestrutura da Radiação – AIEA), Munich, 1990.
24. FRED A. M. JR.; MYTHREYI B.; et al. *Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: Frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources – 1950 - 2007*. Radiology: Volume 253: Number 2, pp. 520-531. RSNA, 2009.
25. Manual do proprietário: Raios X Spectro 70X Seletronic / Eletronic. Dabi Atlante, 2009.
26. WHAITES, ERIC. *Essentials of dental radiography and radiology*. Third edition. Churchill Livingstone, 2002.
27. ANDRADE, PSS. *Elaboração de um procedimento para controle de qualidade em sistemas de radiodiagnóstico odontológico*. Tese de M. Sc., Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), São Paulo, Brasil, 2007.

28. ALMEIDA, D. C. *Redução das doses de entrada na pele utilizadas em exames de radiologia intra-oral no Rio de Janeiro*. Revista Brasileira de Odontologia, v. 62, nº 3 e 4, p. 162-166, 2005.
29. UERJ. MANUAL DE BIOSSEGURANÇA. Centro Biomédico. Faculdade de odontologia. Julho 2002.
30. Clínica de Radiologia Odontológica, RedImagem. Disponível em <http://www.redimagem.com.br/?canal=servicos_interna&cod=14>. Acesso em: mar. 2011.
31. International Commission on Radiation Units and Measurement. Patient Dosimetry for rays used in medical imaging, 2006. ICRU Report 74.
32. Technical Reports Series nº 457. Dosimetry Diagnostic Radiology: An International Code of Practice – Viena: International Atomic Energy Agency. September 2007.
33. ICRU, *Radiation Quantities and Units, ICRU Report 33, International Commission on Radiation Units and Measurements*. Bethesda, MD, 1980.
34. ICRU, *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry, ICRU Report 51, International Commission on Radiation Units and Measurements*, Bethesda, MD, 1993.
35. BRASIL. Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. NN 3.01. Rio de Janeiro, 1988, Resolução CNEN/114, Brasil, 2011.
36. ATTIX, FH, *Introduction to Radiological Physics an Radiation Dosimetry*. A Wiley- Interscience Publication. John Wiley & Sons, 1986.
37. ICRP, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26. International Commission on Radiological Protection*. Oxford: Pergamon Press, 1977.

38. MARTÍNEZ-BENEYTO Y, ALCARÁZ-BAÑOS M, et al. *Clinical justification of dental radiology in adult patients: A review of the literature*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal;12:E244-51, 2007.
39. BRASIL, MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. *Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico*. Portaria 453/98, de 1/6/1998. Brasília: Diário oficial da União 103, 2/6/1998.
40. MELO, M.F.B. et al. *Condições de utilização dos aparelhos de raios X e medidas de prevenção das radiações X, por cirurgiões-dentistas na cidade de São Paulo*. Ver Fac Odontol São Paulo, São Paulo, V. 23, nº2, p. 89-105, Jul./Dez, 1985.
41. SMITH N.J.D. *Radiation Protection. The administrative and legal framework in the United Kingdom*. Br Dent J; 144(2):47-49, 1978.
42. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). *Radiation Protection in Dentistry*. Bethesda, MD: NCRP. NCRP Report No. 145, 2003.
43. BRASIL, Ministério da Saúde. *Radiodiagnóstico Médico: Segurança e Desempenho de Equipamentos*. Tecnologias em serviços de saúde. Editora Anvisa. Primeira edição, 2005.
44. ALMEIDA, D. C. *Levantamento estatístico de 10 critérios estabelecidos pela Portaria 453 MS para os odontólogos que utilizam raios X*. RADIO – 2 a 5 de Nov. 2005 – Hotel Glória – Rio de Janeiro – RJ – Brasil, 2005.
45. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). *Dental X-Ray Protection*. Bethesda, MD: NCRP. NCRP Report No. 35, 1970.
46. MAURICIO, C.L.P. *Termoluminescência e dosimetria termoluminescente: aplicação e monitoração individual*. Apostila de curso, IRD/CNEN,RJ/Brasil, 2001.
47. GILDA JE, MAILLIE HD. *Dosimetry of absorbed radiation in radiographic cephalometry*. ORAL SURG ORAL MED ORAL PATHOLV; 73:639-643, 1992.

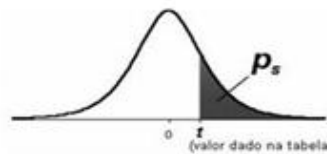
48. OLIVEIRA ML, MAIA AF, et al. *Influência da dependência energética de dosímetros termoluminescentes na medida da dose na entrada da pele em procedimentos radiográficos*. Radiol Bras.; 43(2):113–118, 2010.
49. RUSSELL WJ, BEACH DR. *Doses to critical organs from dental radiography*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. Feb;41(2):251-60, 1976
50. DE OLIVEIRA C. S. S. E N. SOUZA D. *Análise de dose superficial e em profundidade em radiografia intrabucal*. Scientia Plena 1 (5): 158-165, 2005.
51. American Dental Association Council on Scientific Affairs. *The use of dental radiographs: update e recommendations*. JADA; 137:1304-12, 2006.
52. ORSINI C., CAMPOLEONI M., et al. *To measure the absorbed dose and evaluate the radiation risk of patient from full mouth series*. Radiol Med; 83 (1-2):101-5, 1992.
53. SHEIKH, ET AL. *Evaluation of surface radiation dose to the thyroid gland and the gonads during routine full-mouth intraoral periapical and maxillary occlusal radiography*. Contemporary Clinical Dentistry. Apr-Jun. Vol. 1. P. 83-87, 2010.
54. KIRCOS LT, ANGIN LL, LORTONL. *Order of magnitude dose reduction in intraoral radiography*. JADA; 114:344-347, 1987.
55. FREEMAN JP, BRAND JW. *Radiation doses of commonly used dental radiographic surveys*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol; 77:285-289, 1994.
56. SOBOTTA J. Atlas de anatomia humana. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993.
57. WHITE S. *Assessment of radiation risk from dental radiography*. Dentomaxillofac Radiol; 21(2): 118-26.
58. LUCAS RB. *Salivary gland tumors*. In: Pathology of tumors of oral tissues. 4º ed. Churchill: Livingstone; P.297-353, 1984.
59. XIMENES FILHO JA, IMAMURA R, et al. *Neoplasias Benignas das Glândulas Salivares*. Rev Arq Int Otorrinolaringol; 6(3): 225-32, 2002.

60. TRAVESSAS, JAC. *Dosimetria clínica em exame periapical completo utilizando diferentes colimadores*. Porto Alegre, 37 f., 2008.
61. REHNMARK- LARSSON, S. *et al. Radiation absorbed doses at radiographic examination of third molar*. *Swed. Dent. J*, Jönköping, v.6, N.5, p. 189-201, 1982.
62. ZHANG G, YASUHIKO O., *et al. Absorbed doses to critical organs from full mouth dental radiography*. *Zhonghua. Kou. Qiang. Yi. Xue. Za. Zhi.*, 34: 5-8, 1999.
63. Alderson/Phantoms. *Instructions for Assembly of The art Phantom*. Radiology Suport Devices, Inc. 1904 East Dominguez Street. Long Beach, CA 90810, 2008.
64. OPERATORS MANUAL VICTOREEN MODEL 4000+/4000M+ X ray test device. Manual No. 4000M+-1-1 Rev.7 Fluke Corporation, All rights reserved. Printed in U.S.A., 2008.
65. OPERATOR MANUAL HARSHAW 3500 TLD READER. Thermo Fisher Scientific Inc. All rights reserved, 2007.
66. *INSTRUCTION MANUAL PTW-DIADOS*. D149.131.0/6. Firmware nº 2.00. PTW Freiburg, 1993.
67. *Protocolo de avaliação de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico*. Rio de Janeiro, RXD-URMCF, IRD/CNEN, 2000.
68. PAPP J. *Quality management in the imaging sciences*. St. Louis, MO: Mosby,1998.
69. MARTIN, CJ. *Effective dose: how should it be applied to medical exposures?* *The British Journal of Radiology*, 639–647, 2007.

ANEXO A

Distribuição t de *Student* (Tabela)

A tabela deste tópico contém alguns valores para cálculo da distribuição t de *Student*. A primeira coluna especifica o número de graus de liberdade (n-1) para cada linha e p_s a probabilidade para um nível de confiança de 95% unicaudal. Em destaque o valor utilizado no cálculo da incerteza feito no item 3.2.4.



g.l.	p_s						
	0,200	0,150	0,100	0,050	0,025	0,010	0,005
1	1,376	1,963	3,078	6,314	12,71	31,82	63,66
2	1,061	1,386	1,886	2,920	4,303	6,965	9,925
3	0,978	1,250	1,638	2,353	3,182	4,541	5,841
4	0,941	1,190	1,533	2,132	2,776	3,747	4,604
5	0,920	1,156	1,476	2,015	2,571	3,365	4,032
6	0,906	1,134	1,440	1,943	2,447	3,143	3,707
7	0,896	1,119	1,415	1,895	2,365	2,998	3,499
8	0,889	1,108	1,397	1,860	2,306	2,896	3,355
9	0,883	1,100	1,383	1,833	2,262	2,821	3,250
10	0,879	1,093	1,372	1,812	2,228	2,764	3,169
11	0,876	1,088	1,363	1,796	2,201	2,718	3,106
12	0,873	1,083	1,356	1,782	2,179	2,681	3,055
13	0,870	1,079	1,350	1,771	2,160	2,650	3,012
14	0,868	1,076	1,345	1,761	2,145	2,624	2,977
15	0,866	1,074	1,341	1,753	2,131	2,602	2,947
16	0,865	1,071	1,337	1,746	2,120	2,583	2,921
17	0,863	1,069	1,333	1,740	2,110	2,567	2,898
18	0,862	1,067	1,330	1,734	2,101	2,552	2,878
19	0,861	1,066	1,328	1,729	2,093	2,539	2,861
20	0,860	1,064	1,325	1,725	2,086	2,528	2,845
21	0,859	1,063	1,323	1,721	2,080	2,518	2,831
22	0,858	1,061	1,321	1,717	2,074	2,508	2,819
23	0,858	1,060	1,319	1,714	2,069	2,500	2,807
24	0,857	1,059	1,318	1,711	2,064	2,492	2,797
25	0,856	1,058	1,316	1,708	2,060	2,485	2,787
26	0,856	1,058	1,315	1,706	2,056	2,479	2,779
27	0,855	1,057	1,314	1,703	2,052	2,473	2,771
28	0,855	1,056	1,313	1,701	2,048	2,467	2,763
29	0,854	1,055	1,311	1,699	2,045	2,462	2,756
30	0,854	1,055	1,310	1,697	2,042	2,457	2,750
35	0,852	1,052	1,306	1,690	2,030	2,438	2,724
40	0,851	1,050	1,303	1,684	2,021	2,423	2,704
50	0,849	1,047	1,299	1,676	2,009	2,403	2,678
60	0,848	1,045	1,296	1,671	2,000	2,390	2,660
80	0,846	1,043	1,292	1,664	1,990	2,374	2,639
100	0,845	1,042	1,290	1,660	1,984	2,364	2,626