

AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO NA REGIÃO DOS OLHOS E DO PESCOÇO EM
PACIENTES SUBMETIDOS A EXAME PERIAPICAL COMPLETO

Sielso Bonzoumet Pereira Junior

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
NUCLEAR.

Aprovada por:

Prof. Delson Braz, D. Sc.

Dra. Cláudia Lúcia de Pinho Maurício, D. Sc.

Prof. Edgar Francisco Oliveira Jesus, D. Sc.

Dra. Lucía Viviana Canevaro, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2006

BONZOUMET, SIELSO PEREIRA JUNIOR

Avaliação da Exposição na Região dos
Olhos e do Pescoço em Pacientes Submetidos
a Exame Periapical Completo [Rio de Janeiro]
2006.

X, 93p. 29,7 (COPPE/UFRJ, M. Sc,
Engenharia Nuclear, 2006).

Dissertação – Universidade Federal
do Rio de Janeiro, COPPE.

1. Física Nuclear Aplicada
2. Radiologia Odontológica
3. Estimativa de dose
4. TLD
5. Exame Periapical Completo

I. COPPE/UFRJ

II. Título (série)

Agradecimentos

A Deus, que acima de tudo e de todos, está presente e me proporcionou mais esta vitória.

A minha noiva, Vanessa pelo incentivo, pela compreensão, carinho e o apoio imprescindível para mais uma conquista em minha vida.

Aos meus Pais, Sielso e Sandra, pelo amor, dedicação e apoio em todos os momentos da minha vida.

Aos meus Irmãos, Luiz Felipe e Milena, duas alegrias em minha vida.

Aos meus avós, em especial ao meu avô Zacharias, pela confiança e credibilidade depositadas em mim no decorrer de toda minha vida acadêmica.

Aos meus orientadores Prof. Delson Braz e Prof^a Cláudia Maurício (IRD) pela atenção e o carinho que me dispensaram, me mostrando a importância do conhecimento. Agradeço também pela orientação na escolha e elaboração deste trabalho, inclusive por ter disponibilizado os recursos possíveis para execução da presente pesquisa.

A professora Regina Cély Rodrigues Barroso, pela constante tentativa de melhoria na elaboração desta pesquisa, além, é claro, da acolhida e paciência que me disponibilizou.

Ao pesquisador Cláudio Domingues por toda colaboração e incentivo durante a pesquisa.

A Dr^a Kyria Spyro Spyrides que me apoiou bastante neste trabalho e me forneceu recursos primordiais para o mesmo.

Aos professores Lucas Padilha, Carlos Castro e Marcelo Farias, por todo apoio e incentivo prestados durante o curso.

Aos amigos Gilberto, Larissa, Bruno, Max e Maurício que foram de vital importância, colaborando de um jeito ou de outro, com seus valiosos conselhos.

A todos os colegas de Mestrado e Doutorado, pela ajuda prestada no começo de tudo.

Ao Laboratório de Instrumentação Nuclear (LIN) particularmente ao Prof. Ricardo Tadeu Lopes, chefe do LIN.

Agradeço a todos que de alguma forma participaram da elaboração deste trabalho e àqueles que me ensinaram a prosseguir sempre.

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

AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO NA REGIÃO DOS OLHOS E DO PESCOÇO EM PACIENTES SUBMETIDOS A EXAME PERIAPICAL COMPLETO

Sielso Bonzoumet Pereira Junior

Março / 2006

Orientador: Delson Braz

Programa: Engenharia Nuclear

A constante realização de radiografias odontológicas retrata a necessidade de cautela nesta prática a fim de evitar o risco à radiação. O objetivo maior deste estudo é, estimar a dose absorvida pelo cristalino e pela tireóide em um exame periapical completo. Essa pesquisa se realizou em dois serviços do Rio de Janeiro, sendo um público o outro privado. Em ambos se utilizou o dosímetro termoluminescente TLD 100 para avaliar a dose absorvida nas regiões supracitadas tanto no paciente quanto no simulador em um exame periapical completo. Os TLDs foram distribuídos em pequenos kits, cada um contendo dois dosímetros. A cada exame foram utilizados três kits, os quais foram posicionados nos pontos analisados, um em cada cristalino e outro na tireóide. No aparelho Dabi Seletronic 70x observou-se a utilização de duas técnicas da bisettriz, com e sem o uso do posicionador. Foi observado que nos exames em que não houve uso deste recurso se obteve valores de dose superiores àqueles alcançados com a técnica da bisettriz com posicionador. Tal fato se justificaria pela maior exposição do paciente à radiação. Os exames oriundos do aparelho Dabi 1070 mostraram valores de dose elevados devido ao maior diâmetro de campo do mesmo. No aparelho 70x foram obtidos os melhores resultados em todos os pontos analisados. Portanto, este estudo destacou a relevância de se evitar que outras partes do corpo, senão aquelas que estão relacionadas aos exames radiográficos, sejam expostas à radiação.

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

EVALUATION OF THE EXPOSITION IN THE REGION OF THE EYES AND THE NECK IN PATIENTS SUBMITTED TO COMPLETE PERIAPICAL EXAMINATION

Sielso Bonzoumet Pereira Junior

March / 2006

Advisor: Delson Braz

Department: Nuclear Engineering

The constant achievement of dental radiography portrays the necessity of care in this practice for patient subject to a risk of radiation. The main aim of this work is to estimate the crystalline, skin and thyroid absorbed dose, during dental radiography. To evaluate the dose distribution it was used thermoluminescent dosimeter TLD100. The measures were carried out on patients and phantom during intra-oral dental radiography in some dental clinics in Rio de Janeiro. The TLDs had been placed in small kits, where each one contained two TLDs. Kits with the dosimeters had been located in three points of the body of the patients: one in each crystalline lens and one in the thyroid. The results obtained from the Seletronic 70 x have shown that there is a difference in two techniques used: with the positioning or without it. This achieved values superior than that, because the tip of patient was on display straight to radiation. It was noticed that while using the Dabi 1070, a larger dose was taken because of the sizest field diameter to equipment. In the 70 X equipment was that one what obtains best results in every points. This study it served to ratify that the dose absorbed in other regions of the body, beyond not favoring in nothing the radiography, represents a risk for the patient who absorves radiation that does not contribute for the examination and can be harmful to the organism.

ÍNDICE	páginas
<i>CAPÍTULO 1</i>	1
INTRODUÇÃO	1
1.1 Considerações Gerais	1
1.2 Objetivos	4
<i>CAPÍTULO 2</i>	5
FUNDAMENTOS TEÓRICOS	5
2.1 Raios X	5
2.1.1 Produção de Raios X	6
2.1.2 Características Principais e Exigências de uma Ampola de Raios X	7
2.2 Aparelhos de Raios X Odontológicos	9
2.2.1 Características Desejáveis.....	10
2.2.2 Principais Componentes do Cabeçote	11
2.2.3 Principais Componentes do Painel de Controle	12
2.3 Radiologia Odontológica	13
2.4 Radiografia Periapical	19
2.4.1 Principais Indicações.....	20
2.4.2 Posicionamento Ideal.....	20
2.4.3 Técnicas Radiográficas.....	22
2.4.3.1 Técnica Periapical da Bissetriz.....	22
2.5 O Exame Periapical Completo	26
2.6 Efeitos da Radiação	28
2.7 Radiação Ionizante e a Radioproteção	32
2.8 Grandezas Dosimétricas	36

2.8.1 Exposição.....	37
2.8.2 Kerma.....	38
2.8.3 Dose Absorvida.....	39
2.8.4 Equivalente de Dose.....	39
2.8.5 Dose Efetiva.....	40
2.8.6 Dose de Entrada na Superfície.....	40
2.9 Detectores de Radiação	41
2.9.1 Dosimetria Termoluminescente.....	42
2.9.2 A Dosimetria Termoluminescente na Física Médica.....	43
2.9.3 Aspectos Positivos e Negativos da Dosimetria Termoluminescente nas Aplicações Médicas.....	44
2.9.4 Materiais Termoluminescentes.....	45
2.9.5 Sistema de Dosimetria Termoluminescente.....	46
2.9.5.1 A Leitora Termoluminescente.....	47
2.9.5.2 O Sistema Aquecedor.....	47
2.9.6 Forno de Tratamento Térmico.....	48
2.9.7 Manuseio dos Dosímetros Termoluminescentes.....	48
2.9.8 O TLD-100.....	49
2.9.8.1 Tratamentos Térmicos do TLD-100.....	49
2.9.8.2 Curva de Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes.....	50
CAPÍTULO 3.....	51
MATERIAL E MÉTODOS	51
3.1 Material	51
3.2 Metodologia	52

3.2.1 Aplicação de Questionário.....	52
3.2.2 Uso de Dosímetros Termoluminescentes.....	52
3.2.3 Avaliação dos TLDs em cada ciclo de Leitura Pré-irradiação, Irradiação e Pós-irradiação.....	54
3.2.4 Seleção e Calibração dos TLDs.....	56
<i>CAPÍTULO 4</i>	61
RESULTADOS	61
<i>CAPÍTULO 5</i>	75
CONCLUSÕES E SUGESTÕES	75
5.1 Conclusões	75
5.2 Sugestões	77
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79
ANEXO 1	86
ANEXO 2	87

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

Cm - centímetro

DFP – Distância Foco-Pele

Gy – gray

HVL (Half Value Layer) – Camada Semi-Redutora

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

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

IRD – Instituto de Radioproteção e Dosimetria

KV – Quilovoltagem

K – Kerma

LABIR – Laboratório de Irradiações do IRD

LNMRI - Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes

mAs – Miliamper/segundo

mGy – Miligray

MS – Ministério da Saúde

OMS – Organização Mundial de Saúde

PC – Periapical completo

PI/ml – Pares de linha por milímetro

RMI – Radiation Measurements Instruments

S – desvio padrão

TLD – É sigla para detectores (ou dosímetros) termoluminescente

VISA – Vigilância Sanitária

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 Considerações Gerais

Em 1895, quando William C. Röntgen descobriu os raios X, proporcionou um grande avanço no que se refere aos diagnósticos em geral. Tal descoberta, além de favorecer uma melhor qualidade de vida, visto que acarretou benefícios para as pessoas que se submetem a exames intra-orais, impulsionou pesquisas posteriores de diagnósticos em distintas especialidades.

Alguns autores da literatura consultada ratificam o crescimento de radiografias dentárias. Van der stelt (1997) mostra que na União Européia, os exames odontológicos significam cerca de 25% do total de exames radiográficos. No Brasil, Peixoto et al (1990) afirmam que os exames dentários representam aproximadamente 20% do número total de exames radiográficos realizados no país. Portanto, ainda que as doses de radiação para os pacientes decorrentes dos exames dentários sejam relativamente baixas se comparadas a outras áreas de Radiologia Médica, deve haver uma precaução quanto ao risco associado aos exames realizados.

Boscolo et al. (1982) determinaram a dose de radiação que um profissional, não protegido, recebe durante um exame periapical completo e encontraram que este recebe 0,308 rad na região das gônadas. Mesmo que essa dose seja considerada pequena comparada a outros exames radiográficos deve ser levada em consideração pela frequência com que o cirurgião dentista realiza tomadas radiográficas e, assim, se torna claro a importância da conscientização deste fato.

Como visto, a radiografia envolvendo exames odontológicos é uma das mais rotineiras. Assim, se deveria ter um cuidado maior em sua realização para que se evitasse que o paciente fosse exposto a uma radiação desnecessária, cujos efeitos podem levar a graves problemas de saúde. Desta forma, deveria haver um rigor maior por parte dos órgãos de fiscalização na avaliação sistematizada dos riscos em consultórios odontológicos.

Este estudo se baseou na pesquisa de dados em dois serviços de radiologia odontológica no Rio de Janeiro. Os resultados foram obtidos a partir da utilização de questionários (anexo 01) que serviram para classificar os pacientes e aparelhos, bem como para verificar o grau de instrução dos profissionais que operavam os equipamentos. Este trabalho realizou a pesquisa tanto em pacientes quanto em fantoma em exames periapicais completo. Em ambos foram colocados dosímetros termoluminescentes em três pontos do corpo – tireóide, olho direito e olho esquerdo – visto que estas regiões são as mais sensíveis à radiação no exame odontológico em questão.

Como é sabido, há diversas maneiras para estimar essa dose de radiação absorvida, segundo a possibilidade oferecida pelo serviço de radiodiagnóstico. A dosimetria

termoluminescente é uma das maneiras mais utilizadas para estimar a dose a que são expostos os pacientes. Rosa (2000) afirma que o crescimento de pesquisas relacionadas aos dosímetros termoluminescente (TLD) foi acarretado pelo aumento de trabalhadores expostos à radiação.

O uso mais freqüente dos TLDs ocorre na dosimetria das radiações. Esta se expande em diversas áreas, dentre elas a proteção radiológica referente à odontologia e à medicina. O emprego dos dosímetros no controle das doses derivadas de práticas médicas exige materiais semelhantes ao tecido equivalente e de tamanho reduzido para serem posicionados nos pacientes sem interferir na execução do exame, diferentemente dos usados no campo de radiação, como exemplo, na monitoração ambiental.

Vários são os pesquisadores que empregaram em seus estudos os dosímetros termoluminescente, independente de sua área de atuação. Viegas (2003) utilizou TLD em sua pesquisa sobre a possibilidade de implantação de uma rotina de dosimetria *in vivo* no setor de radioterapia do Instituto Nacional do Câncer (INCA) no tratamento de câncer de cabeça e tronco. Lecomber (1996) empregou os dosímetros termoluminescente para avaliar a variação na dose orgânica absorvida a partir de uma vista radiográfica periapical intra-oral.

Portanto, os resultados obtidos nesta pesquisa realizada com dosímetros termoluminescentes propiciarão um suporte para a Radiologia Odontológica nos serviços analisados, visto que tais dosímetros favorecerão dados importantes para que se possa aprimorar a qualidade dos serviços odontológicos.

1.2 Objetivos

O objetivo maior deste estudo é estimar a dose recebida pelo paciente no cristalino e na tireóide em exames odontológicos intra-orais – periapical completo e também verificar os principais parâmetros de influência da dose nestes pontos. Tal preocupação é relevante, já que se ratifica a idéia de que, muitas vezes, o paciente absorve uma dose de radiação dispensável que acaba por afetar pontos críticos que não possuem relação direta com o exame dentário solicitado.

Para alcançar tal objetivo, foi realizada uma pesquisa comparativa dos dados obtidos com os pacientes e com o fantoma no que tange aos aparelhos analisados em dois serviços odontológicos no estado do Rio de Janeiro. A observação dos dados obtidos foi de grande valia para que se pudesse verificar não só a dose absorvida nos pontos críticos dos pacientes, mas também as condições e utilizações dos aparelhos odontológicos nos serviços em questão.

Assim, se almeja que esta investigação seja útil para melhorar a qualidade dos exames radiográficos odontológicos em âmbito geral e, em especial, nos serviços pesquisados, visando sempre uma otimização da imagem associada à absorção da menor dose possível.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Raios X

Os raios X e sua capacidade de penetrar nos tecidos humanos foram descobertos por Röntgen em 1895. Foram chamados de raios X porque sua natureza era, até então, desconhecida. Quatorze dias após a descoberta dos raios X o Dr. Otto Walkhoff, de Braunschweig, realizou a primeira radiografia dentária (figura 2.1) da sua própria boca, utilizando uma placa fotográfica de vidro, envolta em papel preto; submeteu-se a uma exposição de 25 minutos.



Figura 2.1: Primeira radiografia dentária, executada 14 dias após a descoberta dos raios X, pelo Dr. Ottowalkhoff. (FREITAS et al, 1998)

2.1.1 Produção de Raios X:

A produção de radiação é a conversão de algum tipo de energia no tipo conhecida como radiação. Os raios X podem ser produzidos por dois processos:

- Radiação de freamento (Bremsstrahlung)
- Radiação característica

A radiação Bremsstrahlung é produzida quando elétrons acelerados são freados bruscamente contra um alvo ou anteparo. A radiação característica ocorre quando um elétron acelerado da corrente do tubo remove um elétron das camadas do átomo que constitui o alvo, ionizando este átomo. A camada do átomo da área focal fica com uma vacância, que será ocupada por um elétron da camada mais próxima externa.

Os raios X são produzidos quando elétrons energéticos (alta velocidade) bombardeiam um anteparo e são freados subitamente até o repouso. Isso acontece dentro de um pequeno envoltório de vidro a vácuo chamado de ampola de raios X.

A produção de raios X pode ser resumida pela seguinte seqüência de eventos:

1. Um filamento é eletricamente aquecido e uma nuvem de elétrons é produzida ao seu redor.
2. A alta voltagem (diferença de potencial) no tubo acelera os elétrons a uma velocidade muito grande em direção ao ânodo.

3. O dispositivo focalizador aponta o feixe de elétrons para a área focal no anteparo.
4. Os elétrons bombardeiam o anteparo e são freados subitamente ao repouso.
5. A energia perdida pelos elétrons é transformada em calor (cerca de 99%) ou raios X (cerca de 1%).
6. O calor produzido é removido e dissipado em todas as direções pelo bloco de cobre e pelo óleo circundante.
7. Os raios X são emitidos em todas as direções a partir do anteparo. Aqueles que atravessam a pequena janela no revestimento de chumbo constituem o feixe de raios X do equipamento.

2.1.2 Características Principais e Exigências de uma Ampola de Raios X:

- O cátodo (negativo) consiste em um filamento aquecido de tungstênio que proporciona a fonte de elétrons.
- O ânodo (positivo) consiste em um anteparo (normalmente de tungstênio) colocado em um bloco de cobre em face angulada que permite a dissipação do calor.
- O dispositivo focalizador aponta o feixe de elétrons para a área focal no anteparo.
- A alta voltagem (kilovoltagem, kV) conectada entre o cátodo e o ânodo acelera os elétrons do filamento negativo para o anteparo positivo. É também referida como kVp ou kilovoltagem pico.
- A corrente (miliamperagem, mA) flui do cátodo para o ânodo. É a medida da quantidade de elétrons que estão sendo acelerados.

- Um revestimento de chumbo absorve os raios X não desejáveis como uma medida de proteção à radiação, uma vez que os raios X são emitidos em todas as direções.
- Óleo circundante facilita a dissipação do calor.

Na figura 2.2 se apresenta o esquema de um tubo de raios X como descrita anteriormente:

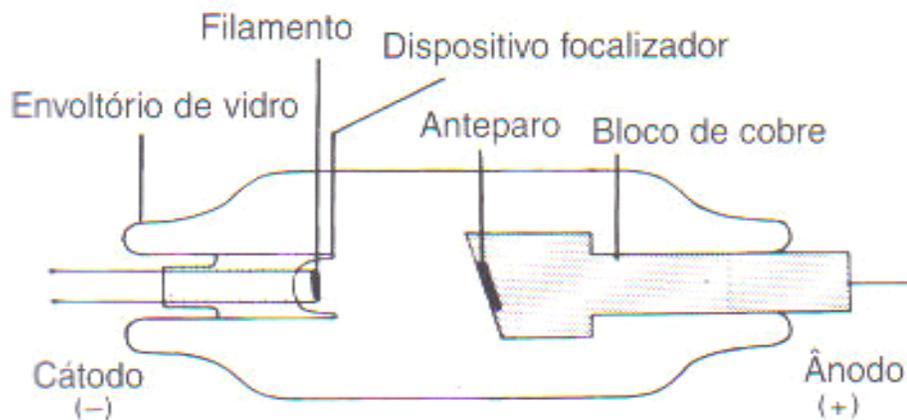


Figura 2.2: Esquema de uma ampola de raios X, mostrando seus principais componentes. (WHAITES, 2003)

Freitas et al (2004) afirmam ainda que a intensidade de um feixe de raios X (número de fótons por unidade de tempo) é reduzida pela interação com a matéria encontrada na sua trajetória. Esta atenuação é o resultado de interações de fótons individuais com átomos das estruturas absorventes.

2.2 Aparelhos de Raios X Odontológicos

Os aparelhos de raios X odontológicos encontrados no mercado são fabricados visando principalmente menor custo e adaptação às salas onde serão instalados os consultórios dentários (**figura 2.3**). Spyrides (2002) afirma que os aparelhos da marca DABI são os mais comercializados atualmente na cidade do Rio de Janeiro, o que aponta para a necessidade de uma reflexão dos resultados alcançados nesta pesquisa, visto que todos os equipamentos analisados neste estudo eram dessa marca.

No geral são de quilovoltagem e miliamperagem fixas, havendo apenas compensador para as variações da rede elétrica geral. A quilovoltagem oscila entre 50 e 70 kVp, e a miliamperagem entre 7 e 10 mA.

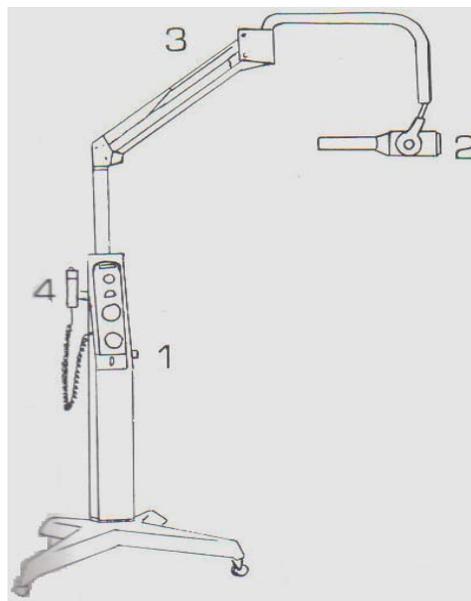


Figura 2.3: Aparelhos de raios X odontológicos - Constituição; 1) corpo de base fixa; 2) cabeçote com cilindro localizador; 3) braço articular; 4) marcador de tempo (FREITAS et al. 1998)

Atualmente, há muitos aparelhos de raios X disponíveis no mercado, de diferentes fabricantes. Eles são muito similares e podem ser fixos (montados na parede ou no teto) ou móveis, ilustrados na figura 2.4. Todos são compostos por três partes principais:

1. Cabeçote.
2. Braços articulares.
3. Painel de controle e circuitos.

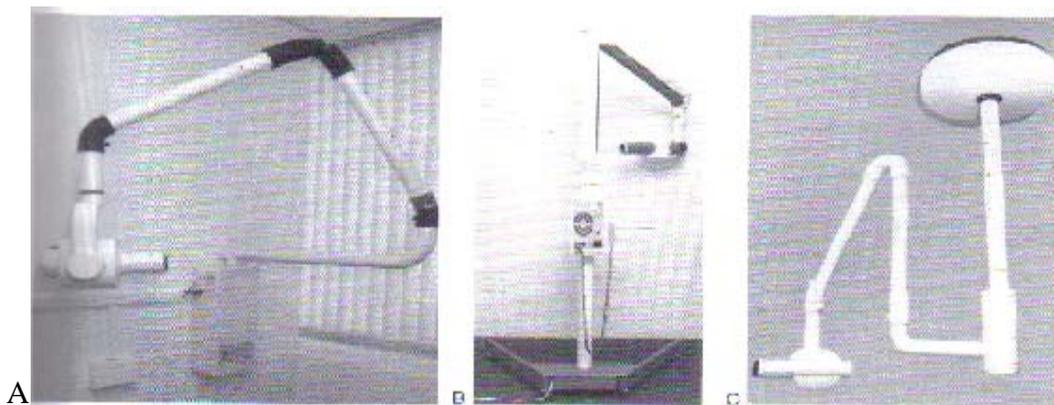


Figura 2.4: Vários modelos de aparelhos de raios X: A) fixo na parede; B) móvel; C) fixo no teto. (WHAITES, 2003)

2.2.1 Características Desejáveis:

Segundo Whaites (2003), um equipamento odontológico deve ser:

- Seguro e exato.
- Capaz de gerar raios X com uma escala desejada de energia e com adequados mecanismos para dissipação do calor.
- Pequeno
- Fácil de manusear e posicionar.
- Estável, equilibrado e firme quando posicionado o cabeçote.
- Facilmente desmontado e armazenado.

- Simples de operar.
- Robusto.

2.2.2 Principais Componentes do Cabeçote:

- Ampola de raios X de vidro, incluindo o filamento, o bloco de cobre e o anteparo.
- Transformador de alta tensão necessário para elevar a voltagem de 127/240 volts à alta tensão (kV) requerida pela ampola de raios X.
- Transformador de baixa tensão necessário para reduzir a voltagem de 240 volts a uma corrente de baixa tensão necessária para aquecer o filamento.
- Revestimento de chumbo para minimizar a radiação de fuga.
- Óleo circundante para facilitar a dissipação do calor.
- Filtro de alumínio para remover do feixe de radiação os elétrons de baixa energia (raios X moles), que não contribuem para a imagem.
- Colimador – disco ou cilindro de metal com uma abertura central projetado para limitar os feixes de raios X, dando a estes uma forma retangular (mesmo tamanho de um filme intra-oral) ou circular com diâmetro máximo de 6 cm, de acordo com a Portaria 453 (anexo 02).
- Cilindro localizador – um dispositivo para indicar a direção do feixe de raios X e ajustar a distância ideal do ponto focal até a pele.

A figura 2.5 retrata o esquema de um cabeçote do aparelho de raios X odontológico:

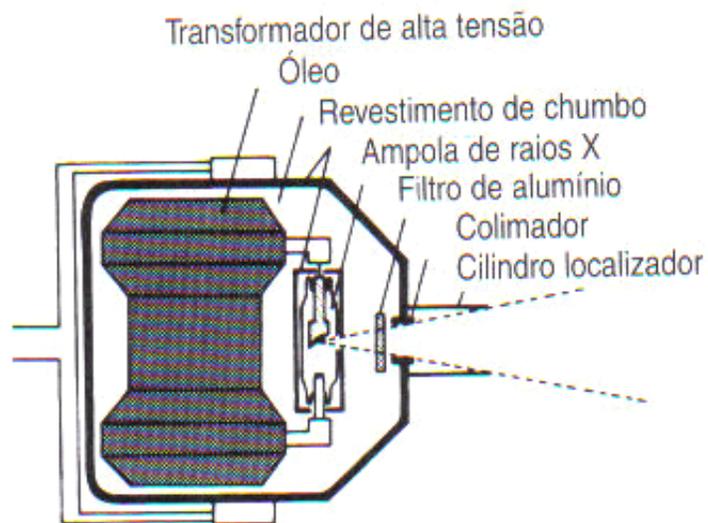


Figura 2.5: Esquema do cabeçote de um aparelho de raios X demonstrando seus principais componentes. (WHAITES, 2003)

2.2.3 Principais Componentes do Painel de Controle:

- Interruptor liga/desliga e luz de aviso.
- Um marcador de tempo, que pode ser de três tipos:
 - Eletrônico.
 - Eletrônico-digital.
 - Mecânico (impreciso e não mais utilizado)
- Um seletor de tempo de exposição, que pode ser:
 - Numérico, o tempo é selecionado em segundos.
 - Anatômico, a área da boca a ser radiografada é selecionada e o tempo de exposição é ajustado automaticamente.

- Luzes de aviso e sinais sonoros para indicar quando os raios X estão sendo produzidos.

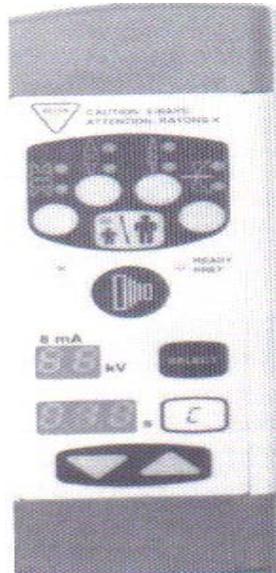


Figura 2.6: Painel de controle do aparelho odontológico. (WHAITES, 2003)

2.3 Radiologia Odontológica

É relevante destacar que o desconhecimento das características de operação dos equipamentos, assim como a probabilidade de redução da dose de radiação pode ocasionar diagnósticos incorretos e o aumento desnecessário do risco radiológico. Além disso, a constante realização de radiografias odontológicas retrata a necessidade de cautela nesta prática para que nem o paciente nem o profissional se submetam a um risco de excessiva radiação, como ilustrado na figura 2.7.

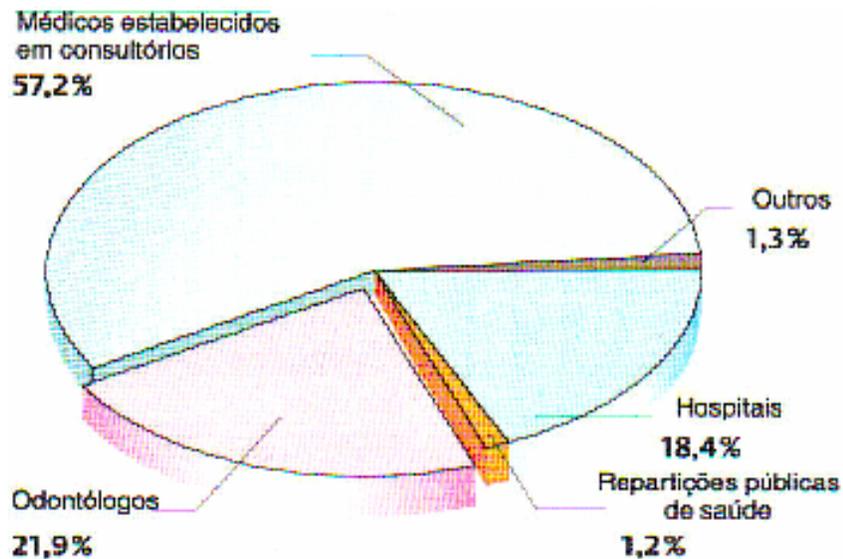


Figura 2.7: Distribuição dos exames radiográficos no Brasil segundo grupos de aplicação
VISSER & PASTELER (2001)

No campo da Odontologia, o primeiro profissional que se dedicou à utilização dos raios X, como elemento indispensável no exame clínico, foi Edmund Kells (U.S.A) (FREITAS et al, 1998). Em seu trabalho publicado no Dental Cosmos, em agosto de 1899, Kells já fazia referência à importância de se tomar uma radiografia usando ângulos corretos e posicionadores padronizados para o filme radiográfico.

Edmund Kells é considerado o mártir da Radiologia Odontológica, pois em virtude de ter realizado inúmeras pesquisas clínicas, com a aplicação dos raios X, foi vítima dos efeitos biológicos dos raios X. Abaixo, a figura 2.8 mostra o dentista em seu consultório.



Figura 2.8: Edmund Kells no seu consultório dentário (FREITAS et al, 1998)

Em Radiologia Odontológica, de acordo com Horner (1994), cerca de 16 milhões de exames radiográficos são realizados por ano na Inglaterra e, embora as doses individuais e os riscos sejam baixos em Odontologia, a dose coletiva deve ser considerada, principalmente porque muitos desses exames são realizados em pacientes jovens, necessitando, portanto de um cuidado especial.

Em 1998, foi realizado na Suíça um estudo financiado pelo Órgão Federal de Saúde Pública (*Federal Office of Public Health*) sobre a exposição da população em radiodiagnóstico no qual foram avaliados mais de 250 tipos de exames radiográficos, incluindo os exames diagnósticos e intervencionais, além de serem estabelecidas, para cada tipo de exame, as doses de radiação recebidas pelos pacientes (AROUA *et al.*,2000). Esse estudo mostrou que 4.000.000 de exames odontológicos são realizados na Suíça por ano, representando 43% dos exames diagnósticos executados naquele país. Porém, segundo os autores, a Radiologia Odontológica, embora contribuindo com 43% em termos de

frequência, participava com 1% em termos de dose coletiva e esses resultados indicam um mesmo nível de comparação com outros países europeus em termos de frequência de exames e dose coletiva.

No Brasil, Mota *et al.* estimaram, em 1994, a existência de 60.000 aparelhos de raios X médicos, com a Radiologia Odontológica participando com 20% do número total de exames radiográficos realizados.

Segundo YACOVENCO (1997), apesar da situação preocupante da qualidade e da Radioproteção Odontológica no Brasil, existem países em igual situação e que, embora os países europeus apresentem uma situação controlada, não se pode afirmar que possuam um programa efetivo de garantia de qualidade. Em princípio, acredita-se que os fabricantes de aparelhos de raios X são mais bem fiscalizados e os serviços de manutenção mais eficazes. Contudo, para esse autor, os equipamentos com maior tempo de uso apresentam problemas semelhantes aos nossos, embora em menor escala.

Capelozza e Alvares (1989) realizaram um trabalho na cidade de Bauru-SP e avaliaram 145 consultórios odontológicos, abordando questões direcionadas à proteção do paciente, do profissional e do pessoal auxiliar. Dos profissionais entrevistados, 53,8% eram clínicos gerais; 51% dos aparelhos possuíam localizadores cilíndricos e apenas 26,9% utilizavam o tempo de exposição correto. Os autores observaram ainda que 94,48% processavam os filmes em câmaras escuras portáteis e 97,2% utilizavam o método de processamento visual. Embora 97,2% dos consultórios possuíssem avental plumbífero, muitos profissionais admitiram não utilizá-los em todos os pacientes.

Um levantamento realizado por White (1992) retrata a preocupação do mesmo com o risco da radiação numa radiografia dental em locais sensíveis como a cabeça e o pescoço oriundos de radiografia intra-oral e panorâmica.

Velders et al (1991) realizou uma pesquisa a partir de medidas de dose para estimar a dose absorvida por órgãos de risco - radiografia do tipo “bitewing”. As medidas foram efetuadas na cabeça e no pescoço de um phantom Rando utilizando TLD. Este trabalho, concluiu, que a dose absorvida no raio principal, próxima ao local focal, diminuiu enquanto a energia do raio aumentou e que a dose aumentou atrás do plano do filme com a energia do raio.

Wood RE et al (2000) montaram um sistema de dosimetria termoluminescente, calibrada no tecido de interesse para examinar doses na região da tireóide em fantoma resultantes de dois procedimentos de radiografia dental completa na boca. Avaliaram as doses com o uso do avental dianteiro e da blindagem do colar da tireóide, quando usado em raios X de 70 kVp ou de 90 kVp. A blindagem dianteira diminuiu significativamente a dose na tireóide usando ambas as técnicas. O uso do feixe de raios X 90 kVp acarretou uma considerável redução na dose absorvida na tireóide quando utilizada a técnica do ângulo dividido ao meio, no entanto causou um aumento significativo na dose absorvida pela tireóide quando a técnica da paralela foi utilizada.

Anfokv et al (1976) realizaram um estudo no qual verificaram a dose recebida na tireóide, cristalino, medula óssea e gônadas em radiografia odontológica, usando dosímetros termoluminescentes em um simulador, em que obtiveram uma oscilação grande.

Tal fato aponta para a necessidade de se realizar esforços para a melhoria das condições de exposição, especialmente em vista do aumento freqüente dos exames de raios X odontológicos.

Emmanuel (2001) avaliou dois importantes aspectos da qualidade de imagem da radiografia odontológica: tempo de exposição e condições de processamento do filme. Constatou que o processamento do filmes foi inadequado na maioria das práticas, o que empobrece a qualidade da imagem e aumenta a dose de radiação no paciente. Concluiu que as técnicas de imagem intra-oral e processamento do filme deveriam ser padronizados visando à melhoria da qualidade da imagem e a redução de dose de radiação no paciente.

Sikorski et al (1984) avaliaram a redução de dose na tireóide por duas projeções do filme com e sem blindagem (colar de tireóide) em fantoma e pacientes. Obtiveram a redução de exposição pela blindagem que varia de 5% a 56% para uma completa vistoria da boca. Em pacientes, medidas de exposição na superfície da tireóide em adultos foram 33% a 84% reduzidos nos consultórios nos quais a blindagem foi usada. Medidas de exposição na superfície da tireóide em crianças foram 63% a 92% reduzidos. De acordo com o princípio de ALARA, estes resultados sustentam a rotina usada para blindagem de tireóide em toda radiografia dental.

Na Inglaterra, foi realizado um estudo sobre taxa de rejeição e repetição de radiografias no departamento de Radiologia Odontológica do *King's College School* durante um período de seis meses. Os autores concluíram que a principal causa de rejeição de radiografias foi atribuída ao erro no posicionamento do paciente (NIXON *et al.*, 1995).

Petrikowski *et al.* (1998) avaliando a qualidade e os principais erros técnicos em 170 radiografias periapicais no Canadá encontraram como maior causa de erro técnico o emprego da angulação vertical (encurtamento) e a presença de halo na radiografia ou “*conecut*”. Trabalho semelhante realizado por Svenson *et al.* (1994) mostrou que os principais erros técnicos que provocaram a obtenção de radiografias não aceitáveis para diagnóstico foram o emprego incorreto das angulações (vertical e horizontal) e o posicionamento inadequado do filme.

Em 1991, Khoury *et al.* (1992) avaliaram 48 aparelhos de raios X odontológicos de instituições públicas e privadas da cidade de Recife-PE e encontraram que 90% dos aparelhos testados produziram doses na pele do paciente acima de 5mGy, limite máximo permitido na época, e os tamanhos de campo de irradiação variaram entre 4,5cm e 11,5cm. Os autores concluíram que havia necessidade de um programa de controle de funcionamento dos aparelhos de raios X odontológicos, o qual deveria ser complementado por um programa de treinamento e orientação dos profissionais.

2.4 Radiografia Periapical

Radiografia periapical descreve a técnica intrabucal, que é empregada para as tomadas radiográficas nas quais o filme é colocado no interior da cavidade bucal no momento da obtenção das radiografias, e tem como objetivo mostrar os dentes e os tecidos circunjacentes a seus ápices. Cada radiografia normalmente mostra de dois a quatro dentes e o osso alveolar circunvizinho.

2.4.1 Principais Indicações:

As principais indicações clínicas da técnica radiográfica periapical são:

- Observação de infecção / inflamação apical.
- Avaliação periodontal
- Avaliação pós-traumática dos dentes e do osso alveolar.
- Avaliação da presença e do posicionamento de dentes não-irrompidos.
- Avaliação da morfologia radicular antes das extrações.
- Procedimentos endodônticos.
- Avaliação pré e pós-operatória de cirurgias apicais.
- Avaliação minuciosa de cistos apicais e outras lesões no osso alveolar.
- Avaliação pós-operatória de implantes.

2.4.2 Posicionamento Ideal:

A prática de qualquer técnica radiográfica exige uma série de cuidados durante a sua execução. Assim sendo, há necessidade do profissional conhecer o funcionamento dos aparelhos de raios X, os posicionamentos da cabeça do paciente para cada técnica, os ângulos de incidência do feixe de raios X para cada região a ser radiografada e, ainda, as dimensões e especificações dos filmes utilizados.

O posicionamento ideal do filme e do feixe de raios X, em relação ao dente, é mostrado na figura 2.9, o que inclui:

- O dente a ser examinado e o filme devem permanecer em contato, ou tão próximos quanto possível.
- O dente e o filme devem permanecer paralelos entre si.
- O filme deve ser posicionado com o longo eixo verticalmente para radiografias de incisivos e caninos, e horizontalmente para radiografias de molares e pré-molares. Com o objetivo de incluir o tecido apical na radiografia, uma certa quantidade de filme deve ficar além dos ápices.
- O cabeçote de raios X deve ser posicionado de tal forma que o feixe incida perpendicularmente ao dente e ao filme.
- O posicionamento deve ser reproduzível.

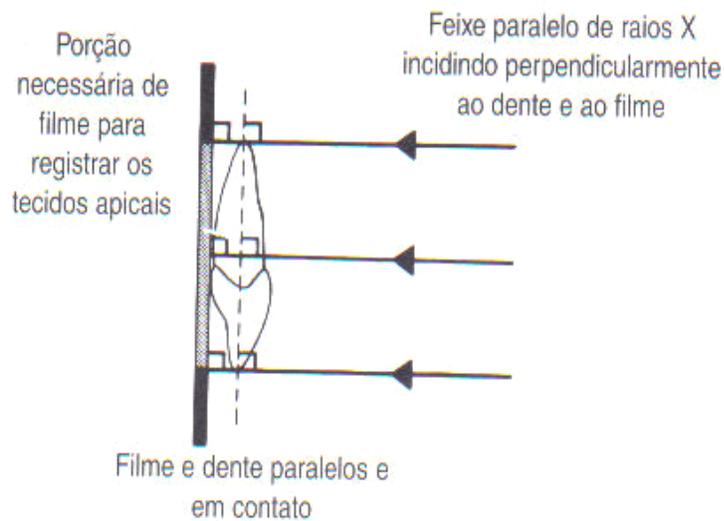


Figura 2.9: Esquema ilustrando a relação geométrica ideal entre filme, dente e feixe de raios X. (WHAITES, 2003)

2.4.3 Técnicas Radiográficas:

A anatomia da cavidade bucal nem sempre permite o posicionamento ideal. Com o intuito de contornar esse problema, duas técnicas de radiografia periapical foram desenvolvidas, porém a única técnica empregada neste trabalho foi a da bisettriz:

- Técnica do paralelismo.
- Técnica da bisettriz.

2.4.3.1 Técnica Periapical da Bissetriz:

A distância focal, na técnica periapical da bisettriz, é de 20 cm, e é dada encostando-se o cilindro aberto no posicionador, na região a ser radiografada.

O fundamento teórico da técnica da bisettriz é demonstrado na figura 2.10 e resume-se a:

1. O filme é colocado o mais próximo possível do dente a ser radiografado, sem que seja curvado.
2. A bisettriz do ângulo formado entre os longos eixos do dente e do filme é imaginada.
3. O cabeçote do aparelho é posicionado de forma que o feixe central de raios X incida perpendicularmente a bisettriz imaginária na altura do ápice dentário.

4. Usando-se o princípio geométrico de triângulo isométrico, o comprimento real do dente será o mesmo de sua imagem no filme.

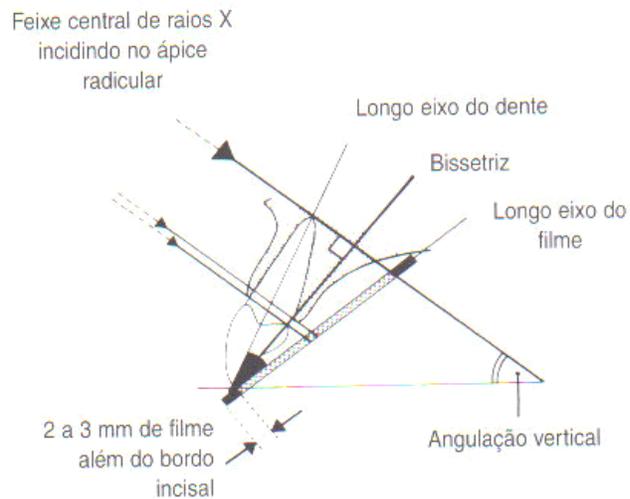


Figura 2.10: Esquema dos fundamentos teóricos da técnica da bisetriz. (Whaites, 2003)

As vantagens do emprego desta técnica são:

- O posicionador do filme é relativamente confortável para o paciente em todas as regiões da boca.
- O posicionamento é relativamente simples e rápido.
- Se todas as angulações forem estimadas corretamente, a imagem do dente terá o mesmo comprimento do dente.

Em contrapartida, notam-se algumas desvantagens que podem ser assim especificadas:

- As diversas variáveis envolvidas nesta técnica frequentemente resultam em imagens distorcidas.
- Angulação vertical incorreta resulta em alongamento ou encurtamento da imagem.

- Os níveis ósseos periodontais são pouco definidos.
- A imagem do processo zigomático da maxila freqüentemente sobrepõe-se às raízes dos molares superiores.
- As angulações verticais e horizontais devem ser estimadas para cada paciente, exigindo, assim, considerável habilidade do operador.
- Não é possível a obtenção de radiografias reprodutíveis.
- “Meia-Lua” pode ocorrer se o feixe de raios X não for centralizado com filme, especialmente se for utilizada colimação retangular.
- A angulação horizontal incorreta resulta em superposição das coroas e raízes.
- As coroas dos dentes são freqüentemente distorcidas, impossibilitando assim o diagnóstico de cáries proximais.
- As raízes vestibulares dos molares e pré-molares superiores são encurtadas.

A técnica da bissetriz pode ser executada com o uso de um posicionador de filme radiográfico ou com auxílio do próprio paciente, pedindo-lhe que mantenha o filme posicionado delicadamente com o dedo indicador ou polegar. O uso do posicionador é o mais adequado, pois evita que o dedo do paciente seja exposto, além de ser mais reprodutivo. Entretanto, o uso da fixação manual ainda é amplamente utilizado.

Diversos posicionadores de filmes estão disponíveis no mercado, os posicionadores consistem em três componentes básicos – *mecanismos de posicionador de filme, bloco de mordida e dispositivo orientador de feixe*. Os posicionadores mais simples e os blocos de

mordidas descartáveis mantêm o filme na posição desejada, mas o cabeçote precisa ser posicionado independentemente, ilustrado na figura 2.11. Em suma:

1. O filme é inserido no posicionador escolhido. Coloca-se o dente examinado centralizado, com sua face branca voltada para o cabeçote e o picote para a coroa.
2. O cabeçote de raios X é posicionado usando-se o dispositivo orientador de feixe, caso disponível, ou o operador deve estimar as angulações verticais e horizontais, posicionando o cabeçote independentemente.
3. Realiza-se então a exposição.

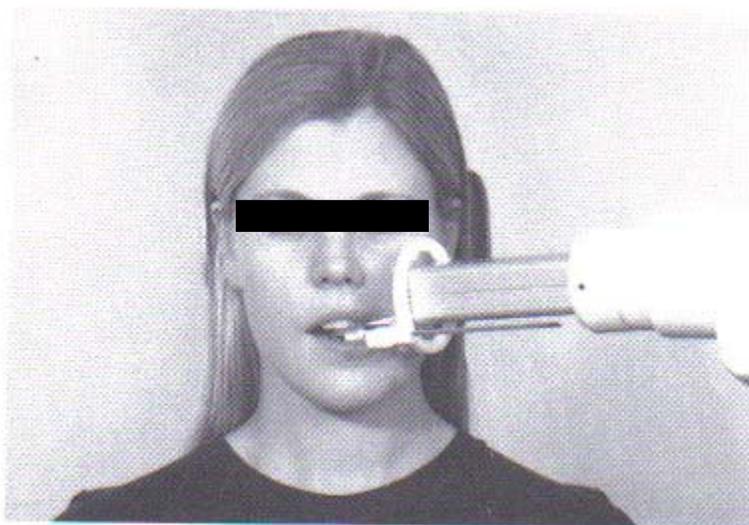


Figura 2.11: Posicionamento do paciente (pré-molares superiores). (WHAITES, 2003)

O procedimento da utilização do dedo do paciente (figura 2.12), ao invés do uso do posicionador, nessa técnica se limita a:

1. O filme com tamanho apropriado é posicionado e orientado na boca, para assegurar que todo o dente saia na radiografia. É solicitado ao paciente que mantenha o filme, delicadamente, com o dedo indicador ou polegar.
2. O operador, então, estima as angulações verticais e horizontais, posicionando o cabeçote independentemente.
3. Realiza-se então a exposição.

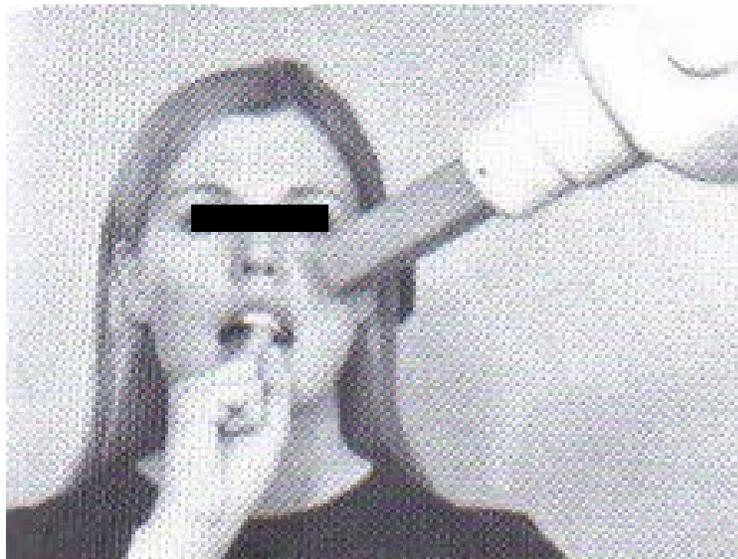


Figura 2.12: Posicionamento do paciente mantendo o filme (pré-molares superiores).
(WHAITES, 2003)

2.5 O Exame Periapical Completo

O exame periapical completo ou avaliação de toda a boca, como é conhecido também, é usado para descrever o conjunto de radiografias periapicais que mostram todos os dentes do paciente. Nem todo dente é radiografado individualmente, mas todos os dentes são incluídos nesta série.

Um aspecto importante a considerar é a colocação dos filmes abrangendo os dentes de cada região a ser examinada. Os filmes deverão ser distribuídos na cavidade bucal obedecendo à seguinte ordem, conforme a figura 2.13 (FREITAS et al, 1998).

1. região dos dentes molares (superiores ou inferiores);
2. região dos dentes pré-molares (superiores ou inferiores);
3. região dos dentes canino e incisivo lateral (superiores);
4. região dos dentes caninos (inferiores);
5. região dos dentes incisivos centrais (superiores);
6. região dos dentes incisivos laterais e centrais (inferiores).

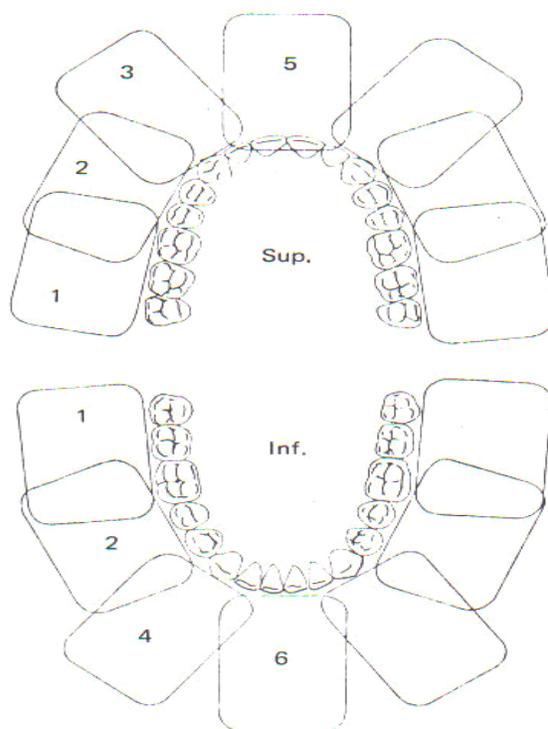


Figura 2.13: Distribuição dos filmes periapicais para cada região a ser radiografada.

O exame periapical completo utiliza quatorze filmes, colocados nas regiões correspondentes, quer seja da parte superior ou inferior da boca.

2.6 Efeitos da Radiação

Os efeitos da radiação sobre o tecido biológico baseiam-se na interação da radiação com a matéria – a radiação é absorvida pelo corpo, perde parte ou toda a sua energia, produzindo reações tais como morte celular, aberrações e mutações.

A reação do organismo de um indivíduo à exposição de radiação dependeria de diversos fatores como:

- quantidade total de radiação recebida;
- quantidade total de radiação recebida anteriormente pelo organismo, sem recuperação;
- dano físico recebido simultaneamente com a dose de radiação (queimadura, por exemplo) e;
- taxa de dose (intervalo de tempo que a quantidade total de radiação foi recebida).

De acordo com White (1992), o risco de exposição à radiação na criança seria duas vezes maior que no adulto, entretanto no idoso o número de mortes por câncer diminuiria, já que não haveria tempo de vida suficiente para desenvolvê-lo.

Klein e Cols (1993) realizaram estudo baseado nas doenças mais freqüentes dos olhos, relacionadas com a idade (*the beaver dam eye study*). Os autores coletaram dados de 4926 pessoas, questionando se já haviam feito radiografia de tórax, tomografia computadorizada axial, tomografia de cabeça, outras radiografias da cabeça, radiografia de abdômen ou outra radiografia diagnóstica. O exame dos olhos incluiu fotografia do

cristalino que era classificado de acordo com o protocolo do estudo. Esclerose nuclear e opacidade subcapsular posterior foram significativamente associados com tomografia computadorizada axial. Se essa relação fosse causal, deveria ser destacada a importância de minimizar a exposição do cristalino dos olhos. Devido ao poder de penetração da radiação ionizante, poderia alcançar todas as partes dos olhos, e o cristalino pareceu ser particularmente sensível, devido aos efeitos em seu epitélio. A catarata tem sido diagnosticada em trabalhadores expostos à radiação e em sobreviventes de bomba atômica. Pacientes que receberam radiação terapêutica desenvolveram catarata, bem como danos ao nervo óptico.

Silva (1999) apresenta um outro exemplo de efeito biológico da radiação que data de 1889, quando dois médicos suecos conseguiram curar um tumor na pele de um paciente, porém, o uso de raios X produziu efeitos nocivos como eritema na pele e a seguir ulcerações nas mãos dos médicos. Como resultado das exposições durante o tratamento dos pacientes, surgiu o reconhecimento da necessidade da proteção radiológica a fim de defender o homem dos efeitos nocivos da radiação, mas ressaltando os benefícios do seu uso.

Os efeitos da radiação poderão manifestar-se a longo ou curto prazo dependendo das doses absorvidas e da capacidade de recuperação das células. É comprovado que para dose muito alta predominam efeitos *determinísticos* onde as lesões são ocasionadas a partir de um limiar, de acordo com os dados apresentados na tabela 2.1. Exemplos de efeitos determinísticos estão o eritema, indução a catarata e epilação. A formação da catarata, por

exemplo, pode ser induzida para doses em torno de 5Gy, com o surgimento desse efeito após seis meses da exposição.

Tabela 2.1: Resumo dos principais danos conseqüentes de uma dose de radiação no corpo (Maurício, 2001).

Dano	Limiar de dose na pele (Gy)
Eritema transiente	2
Depilação permanente	7
Descamação seca	14
Necrose da derme	18
Telangiectasia	10
Catarata	>5 (no olho)

Para doses baixas, predominam os efeitos *estocásticos* que ocorrem em longo prazo. Para estes efeitos, não existe limiar de dose e sua severidade independe da dose. Os efeitos estocásticos, segundo Whaites (2003), ainda podem ser divididos em:

- a) *Efeitos Genéticos:* originando danos na linhagem germinativa do indivíduo, gerando danos aos seus descendentes.
- b) *Efeitos Somáticos:* nos quais os danos afetam diretamente o indivíduo exposto à radiação, não sendo transmitidos aos seus descendentes.

Os efeitos genéticos se caracterizam pela radiação nos órgãos reprodutores que pode danificar o DNA dos espermatozóides ou do óvulo. Isso pode resultar em uma

anormalidade congênita nos descendentes da pessoa irradiada. Entretanto, não é certo que esses efeitos acontecerão, assim, todos os efeitos genéticos são descritos como *estocásticos*.

Já os efeitos somáticos se diferenciam do anterior, visto que se relaciona ao próprio indivíduo exposto à radiação, não sendo transmitidos aos descendentes. Esses efeitos podem ser induzidos quando o corpo é exposto a qualquer dose de radiação.

Em Odontologia, as doses rotineiras são relativamente pequenas e bem abaixo das doses-limite necessárias para produzir efeitos determinísticos. Entretanto, os efeitos estocásticos podem se desenvolver com qualquer dose de radiação ionizante. A Radiologia Odontológica geralmente não envolve a irradiação dos órgãos reprodutores, portanto, em Odontologia os efeitos somáticos são os efeitos deletérios de maior preocupação.

Segundo Pasler e Visser (2001) doses de radiação que alcancem 1 Gy ou mais provocam, ainda que tardiamente, uma opacificação do cristalino (catarata). Portanto, quando se supõe que não existem doses limiares para indução de cataratas, toda e qualquer exposição do cristalino deveria ser encarada como um envelhecimento artificial.

Quanto à tireóide, a literatura (DANFORTH e GIBBS, 1980) expõe ainda que alguns autores têm usado valores de doses extraídos de estudos epidemiológicos de Hiroshima e Nagasaki para calcular risco de mortalidade nas radiografias odontológicas. Segundo eles, por exemplo, cada um milhão de exames radiológicos odontológicos faz surgir 4-11 casos (hipotéticos) de tumores de tireóide.

2.7 Radiação Ionizante e a Radioproteção

A radiação ionizante é objeto de uma importante legislação de segurança que visa à minimização dos riscos para profissionais e pacientes. No Brasil, o órgão responsável pelas diretrizes básicas da Radioproteção é a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN).

De acordo com a literatura, (ATTIX, 1986), a ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) descreve certas definições para a radiação quanto a sua transferência de energia sendo assim classificada:

- Radiações Diretamente Ionizantes: da qual fazem parte as partículas carregadas, onde a transferência de energia é transferida diretamente para a matéria. Como por exemplo, as partículas alfa e beta.
- Radiações Indiretamente Ionizantes: da qual faz parte as radiações eletromagnéticas e as partículas não carregadas, onde a transferência de energia se dá primeiramente para partículas carregadas e estas irão provocar ionizações.

De acordo com Marques Jr. et al. (1991) e Eduardo (1999), as invenções geradas pelos homens em busca de bem-estar e melhoria das condições de vida vêm trazendo enormes benefícios para a humanidade, porém, não são raros os efeitos indesejados que as acompanham. Em se tratando da radiação, logo foram descobertos os primeiros danos e, sendo esta invisível e atuando de forma lenta, é necessário que se respeitem rigidamente as

precauções no sentido de se evitar as exposições desnecessárias e as doses inadequadas. Cumpridas as condições para uso seguro, as radiações representam um enorme avanço da ciência e da tecnologia nos vários campos e, em especial, na área de saúde.

Uma vez que essa importante tecnologia é amplamente utilizada em Medicina e Odontologia para fins diagnósticos e terapêuticos e, diante da impossibilidade de proteção contra as fontes naturais de radiação, justifica-se a preocupação com o uso, às vezes indiscriminados dos raios X. A exposição da população pode ser significativamente reduzida não implicando, entretanto, qualquer prejuízo na qualidade diagnóstica ou terapêutica (ICRP,1990).

De acordo com a literatura, Melo et al. (1985) relataram que as primeiras recomendações em relação à proteção radiológica foram efetuadas em 1921 pelo British X ray and Radium Committee, que já mostrava a preocupação de se evitar exposições desnecessárias, mesmo com uma pequena quantidade de radiação ionizante utilizada no campo da Radiologia Odontológica. Os autores chamam atenção sobre a negligência dos profissionais no que diz respeito à sua própria proteção.

Considera-se Radioproteção como o conjunto de medidas que visam proteger o homem e o meio ambiente de possíveis efeitos nocivos causados pela radiação ionizante. Destacam-se como princípios básicos da Radioproteção: *justificação da prática, otimização e limitação individual das doses*. No primeiro, espera-se que toda e qualquer atividade que envolva radiação ou exposição deva ser justificada. No que se refere à otimização, defende-se que todas as exposições devam ser mantidas as mais baixas possíveis (Princípio ALARA

– *As low as reasonably achievable*). O princípio da limitação individual das doses estabelece limites anuais de doses que não devem ser excedidas por nenhum trabalhador específico. No Brasil, estes princípios são estabelecidos nos regulamentos da CNEN (Norma NE 3.01, 2005).

Os objetivos da Radioproteção são a prevenção dos efeitos determinísticos e a diminuição dos efeitos estocásticos. Considera-se que a dose acumulada durante anos seja um fator considerável, mesmo que as doses intermitentes, recebidas durante esse período, sejam pequenas.

Em alguns países, entretanto, há pesquisas realizadas por órgãos governamentais a fim de determinar e controlar o risco a que a população se submete em radiografias intra-orais (NCRP. Report 107 (1990), Report EUR 16260 (1996), NRPB (2001)).

No Brasil, com a publicação em 01 de junho de 1998 da Portaria nº 453 do Ministério da Saúde (Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária, 1998), houve uma maior fiscalização na prática de Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Esta Portaria visa à defesa da saúde dos pacientes, bem como dos profissionais e do público em geral, apresentando um conjunto de normas que logrem um padrão considerável de qualidade e segurança no campo da Radiologia.

A publicação desta Portaria trouxe valiosos benefícios no que se refere ao controle do uso dos raios X tanto para Medicina quanto para a Odontologia, visto que estabelece medidas capazes de eliminar, diminuir e prevenir riscos à saúde para todos pacientes e/ou

acompanhantes bem como quaisquer funcionários relacionados direta ou indiretamente à área de saúde.

A execução da referida Portaria, por conseguinte, intensifica a necessidade de se analisar as possibilidades de redução da exposição para os pacientes a fim de que se obtenha uma otimização do resultado radiológico com a menor dose possível.

De acordo com Gelskey E Backer (1984) e Oliveira e Mota (1994), para a realização do exame radiológico, o julgamento do profissional qualificado deve basear-se em fornecer ao paciente um benefício maior que o risco, considerando igualmente as alternativas não radiológicas. Deve-se aplicar sempre o princípio básico da Radioproteção em que as doses devem ser mantidas “tão baixas quanto razoavelmente exequíveis”, considerando-se os fatores sócio-econômicos (Princípio ALARA).

Para Kapa *et al.* (1990) e Harding (1998), o conceito ALARA recomenda o uso da moderna tecnologia para reduzir a exposição à radiação ao nível mais baixo quanto possível, mantendo a qualidade da imagem diagnóstica.

Segundo a Norma Técnica que Regulamenta a Instalação Física e Operacional de Equipamentos de Radiologia Odontológica nos Aspectos Relativos à Proteção Radiológica (1991), o diâmetro adequado para o aparelho odontológico é de no máximo 6 cm. Domingues (2005) constatou, entretanto, que mesmo uma década após a publicação da norma acima citada 15% dos equipamentos funcionam com o diâmetro superior ao permitido.

Para reduzir a incidência de radiação sobre o paciente, devem ser utilizados dispositivos visando a proteção, como as vestimentas de proteção individual (VPI). Além disso, no que se refere ao aparelho, esse deve conter a filtração e colimação dos feixes, filmes ultra-rápidos e cilindros abertos. Para o profissional, recomenda-se a utilização de biombos de chumbo e o respeito à distância de, no mínimo, 1,80 m do cabeçote do aparelho. As áreas anexas à sala onde se realizam os exames radiológicos também deveriam ser protegidas por paredes de meio tijolo compacto revestido com barita, uma vez que esta possui em sua composição um elemento de alto número atômico (Bário), divisórias e portas com revestimento de chumbo e visores plumbíferos, além de ser necessária a remoção de janelas das áreas onde ocorra trânsito de pessoas.

É de suma relevância, do ponto de vista da Radioproteção, o correto manuseio e a manutenção do aparelho de raios X para segurança de seus operadores. Isto se faz imprescindível, visto que qualquer relato de vazamento de óleo do cabeçote do aparelho, seria motivo para que este não fosse mais utilizado, enquanto não fosse realizada uma manutenção no mesmo, devido à alta tensão do tubo da ordem de 50.000V. (Araújo, 2005)

2.8 Grandezas Dosimétricas

O desenvolvimento tecnológico e científico relacionado à radiação ionizante levou a conceituação de um conjunto de grandezas físicas e de suas unidades. Foram definidas grandezas tanto para a caracterização da radioatividade e dos campos de radiação como para a descrição da interação dos mesmos com a matéria e a quantificação dos efeitos. A

preocupação constante com a segurança do homem e a necessidade cada vez maior de demonstrar que os padrões de proteção radiológica são adequados, resultou no aprimoramento e desenvolvimento de novos conceitos e grandezas. A história da Proteção Radiológica é, também, a história de uma sucessão de diferentes grandezas e unidades. Logo após a descoberta dos raios X, muitos dos efeitos físicos e, até mesmo, efeitos biológicos, por eles induzidos foram utilizados com o propósito de medir radiação. O escurecimento induzido pelos raios X nos filmes radiográficos foi um dos primeiros métodos sugeridos (Menzel and Feinendegen, 1995).

Os conceitos e grandezas utilizados em dosimetria e proteção radiológica são apresentados nas publicações da ICRU, *International Commission on Radiation Units and Measurements* e da ICRP, *International Commission on Radiological Protection*. Algumas destas grandezas têm aplicação restrita ao escopo da Proteção Radiológica e não podem ser medidas, mas têm significado físico.

2.8.1 Exposição:

A exposição foi à primeira grandeza a ser introduzida nesta área da Física. Sendo apenas definida para fótons e mede a quantidade de carga elétrica (dQ) produzida por ionização, por unidade de massa do ar (dm).

Exposição, X , é o quociente de dQ por dm , onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de mesmo sinal produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados pelos fótons no elemento de ar de massa dm foram completamente parados no ar (ICRU 1980):

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.1)$$

A unidade (SI) utilizada para a exposição é o *coulomb* por quilograma, sendo a unidade mais usada o *roentgem* (R), onde $1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ CKg}^{-1}$.

2.8.2 Kerma:

Kerma, k , é o quociente de dE_{tr} por dm onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas ionizantes não carregadas, no elemento de material de massa dm (ICRU 1980):

$$k = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.2)$$

A unidade (SI) de kerma é joule por quilograma (J/kg), denominado Gray (Gy). Esta grandeza é definida para campos de radiação indiretamente ionizante (fótons e nêutrons) ou para qualquer fonte de radiação ionizante distribuída dentro do meio absorvedor. Na maioria das situações estudadas em dosimetria externa, o kerma é definido no volume de ar de massa dm imerso em um meio constituído, também, de ar.

2.8.3 Dose Absorvida:

É a grandeza fundamental em dosimetria, sendo definida pelo quociente $d\varepsilon$ por dm onde $d\varepsilon$ é a energia média cedida pela radiação ionizante ao elemento de matéria de massa dm (ICRU 1993):

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2.3)$$

A unidade (SI) de dose absorvida é *joule* por quilograma (J/kg), denominada de *Gray* (Gy).

É fato conhecido que a correlação de um determinado efeito biológico com a dose absorvida depende, entre outros fatores, do tipo de radiação envolvida no processo. Isto indica que com o propósito de limitar a exposição do homem à radiação ionizante seria necessária a definição de um limite para cada tipo de radiação. Um sistema de limitação com esta característica seria de difícil implementação prática. Para uso exclusivo na limitação da exposição do homem à radiação ionizante atual equivalente dose, e posteriormente foram definidas outras grandezas.

2.8.4 Equivalente de Dose:

Equivalente de Dose, H, é o produto de D por Q em um ponto do tecido, onde D é a dose absorvida e Q é o fator de qualidade da radiação naquele ponto:

$$H = D \cdot Q \quad (2.4)$$

A unidade (SI) de equivalente dose é *joule* por quilograma (J/kg), denominada de Sievert, Sv.

Até 1977, a ICRP recomendava que a limitação da exposição dos indivíduos à radiação ionizante fosse exercida por meio da limitação da dose em órgãos ou tecidos específicos ou no corpo total (ICRP 1966). Para cada situação deveria ser especificado o órgão crítico (o de maior probabilidade de ocorrência do efeito estocástico). Este sistema apresenta o inconveniente de não contabilizar os riscos oriundos dos órgãos não considerados críticos para uma determinada situação.

2.8.5 Dose Efetiva:

Dose Efetiva, E, é a soma ponderada das doses equivalentes H_T , em todos os órgãos e tecidos do corpo, ponderadas pelo fator w_T , onde esse é o fator de peso de cada tecido ou órgão T e seus valores estão associados à radiosensibilidade do órgão. Assim:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (2.5)$$

2.8.6 Dose de entrada na superfície:

A dose na superfície de entrada é definida como kerma no ar em um ponto do corpo, multiplicado pelo fator de espalhamento. Normalmente é medida diretamente colocando-se

um dosímetro sobre a pele do paciente, calibrado em kerma no ar considerando o espalhamento na entrada da pele e sua unidade o *Gray (Gy)*. (ICRU 74, 2006)

2.9 Detectores de Radiação

Detector de radiação é um dispositivo que, colocado em um meio onde exista um campo de radiação, seja capaz de indicar sua presença, podendo ser imediatamente ou após algum tipo de processamento. Existem diversos processos pelos quais diferentes radiações podem interagir com o meio material utilizado para medir ou indicar características dessas radiações, dentre elas a geração de cargas elétricas, a geração de luz, a sensibilização de películas fotográficas (GILDA, 1992).

Os detectores de radiação podem ser utilizados em monitores individuais, de área e ambientais. Dentre os detectores mais utilizados em monitores individuais, estão o filme dosimétrico e o dosímetro termoluminescente (TLD).

Um monitor individual normalmente é usado para medir uma grandeza operacional, com resultados relacionados ao corpo inteiro, órgão ou tecido humano. As principais substâncias utilizadas como materiais termoluminescentes (TL) para dosimetria, são o LiF (fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio ou magnésio, cobre e fósforo); o CaSO₄ (sulfato de cálcio dopado com disprósio ou manganês), e o CaF₂ (fluoreto de cálcio dopado com disprósio ou manganês ou fluorita natural). No Brasil, o CaSO₄:Dy e o LiF:Mg,Ti, são os mais utilizados (GILDA, 1992) e (MAURÍCIO, 2001).

2.9.1 Dosimetria Termoluminescente:

Denomina-se *termoluminescência* o processo luminescente termicamente estimulado (MAURÍCIO, 2001). Este fenômeno se compõe por dois estágios, conforme figura 2.14. No primeiro, o material é exposto a uma fonte externa de energia (irradiação), passando de um estado de equilíbrio termodinâmico para um estado metaestável (armazenamento da energia). Já no segundo estágio, o material é aquecido ocasionando a retomada do equilíbrio e a liberação de energia sob a forma de calor e luz.



Figura 2.14: Representação esquemática dos dois estágios de qualquer processo termicamente estimulado, como a termoluminescência (MAURÍCIO, 2001).

Após serem aquecidos e emitirem luz, os materiais termoluminescentes só apresentarão uma resposta termoluminescente se forem irradiados e aquecidos novamente.

O dosímetro TLD 100 possui algumas características que devem ser destacadas, como mostra Campos (1998) na tabela 2.2.

Tabela 2.2: Características dos dosímetros do tipo LiF 100

Característica	LiF
<i>Dopagem mais comum</i>	<i>Mg, Ti</i>
<i>Sensibilidade à luz</i>	<i>Fraca</i>
<i>Tratamento térmico</i>	<i>400°C / 1h</i>
<i>Faixa de utilização (Gy)</i>	<i>10³</i>
<i>Pico principal (°C)</i>	<i>195</i>
<i>Densidade (g/cm³)</i>	<i>2,64</i>

2.9.2 A Dosimetria Termoluminescente na Física Médica:

A radiação ionizante compreende um vasto intervalo de doses, exigindo um cauteloso e eficaz programa de proteção radiológica que vise proteger os pacientes expostos à radiação, assim como um programa voltado para garantir a otimização dos procedimentos clínicos.

Estudos realizados nos Estados Unidos (KNOLL, 2000) mostram que a dosimetria termoluminescente é amplamente utilizada no controle da garantia da qualidade tanto na radioterapia quanto no radiodiagnóstico. Considera-se que 90% das instituições acadêmicas têm 50% dos hospitais usuários das radiações ionizantes utilizam os dosímetros termoluminescente na dosimetria (in vivo) de pacientes.

Soma-se a este fato, que esta dosimetria possui uma versatilidade nas intercomparações dosimétricas entre distintos núcleos de radioterapia e na averiguação de doses nos procedimentos de diagnóstico, como recomendado em manuais nacionais e internacionais em radioterapia e radiodiagnóstico (ROSA 2000).

2.9.3 Aspectos Positivos e Negativos da Dosimetria Termoluminescente nas Aplicações Médicas:

Mckinling (1981) foi o pioneiro na utilização dos TLDs como dosímetros na medicina na década de cinquenta. Atualmente o emprego desses materiais para estimar dose é crescente em todo o mundo devido ao seu baixo custo, sua pequena dimensão, possibilidade de reutilização e por não exigir cabos durante a medida. Contudo, Rosa (2000) também ressalta que há uma ausência de registro permanente nesses dosímetros, há uma dificuldade de manuseio e o fato dos mesmos não permitirem uma leitura imediata.

De acordo com Campos (2000), um dos instrumentos utilizados para se medir a dose absorvida é a dosimetria através de termoluminescência. Os detectores termoluminescentes (TLDs) são cristais prensados, formados por uma pequena massa de aproximadamente 1 a 100mg de um material cristalino dielétrico contendo ativadores convenientes. Esses ativadores criam dois tipos de imperfeições na rede cristalina: armadilhas para elétrons, que capturam e aprisionam os portadores de carga e centros de luminescência. A radiação ionizante, ao interagir com os elétrons, cede energia aos mesmos, que são aprisionados pelas armadilhas. Expostos à radiação, os elétrons ficam

estáveis até os TLDs serem aquecidos entre 200° e 300° C, quando retornam à banda de valência com a emissão de luz. A termoluminescência é proporcional à radiação absorvida pelo cristal. Uma das vantagens dos TLDs é que a sua leitura pode ser feita a qualquer momento posterior à irradiação, resistindo bem à temperatura ambiente por períodos de tempo relativamente longos e só liberam os elétrons e emitem luz após sofrerem tratamento térmico (TAUHATA *et al.*, 2001).

As características mencionadas referentes aos dosímetros termoluminescentes - dimensões físicas reduzidas, integradores de dose, não necessitam cabo de alta voltagem e equivalência ao tecido - justificam o porquê estes são favoráveis à prática médica.

2.9.4 Materiais Termoluminescentes:

Não são todos os materiais que são possíveis de serem utilizados na dosimetria termoluminescente. Há algumas propriedades que devem ser respeitadas para um dosímetro termoluminescente (MAURÍCIO, 2001). São elas:

- Ter uma alta eficiência na emissão da luz associada com os processos de recombinação;
- Possuir uma alta concentração de armadilhas de elétrons;
- Possuir estabilidade suficiente para armazenar elétrons em condições climáticas normais;
- Ter um espectro de luz emitido para o qual o sistema de detecção – fotomultiplicador e combinação de filtros – responda muito bem, com pouca

interferência com a emissão incandescente do fósforo aquecido e seu meio ambiente;

- Dar uma solução linear para um intervalo bastante amplo de dose;
- Possuir a menor dependência energética possível;
- Desempenhar uma boa reprodutividade para doses pequenas e elevadas;
- Possuir uma curva de emissão simples com um pico bem resolvido;
- Não ser tóxico;
- Sofrer pouca influência da luz.

Vale destacar que na prática, é bastante difícil encontrar um material que reúna todas essas características – fato que restringe o número de dosímetros termoluminescentes disponíveis - porém, a eleição do material se faz de acordo com a utilização em particular. De acordo com a aplicação se seleciona o material que possua as propriedades indispensáveis para a prática em questão.

2.9.5 Sistema de Dosimetria Termoluminescente:

Considera-se um sistema completo de dosimetria termoluminescente aquele composto, além dos TLDs e dos monitores, de uma leitora termoluminescente e de diversos acessórios adicionais, como forno, bandejas, pinças, discos de leitura, sistema de nitrogênio gasoso, etc.

2.9.5.1 A Leitora Termoluminescente:

Um sistema aquecedor e outro de detecção de luz são as duas partes que compõem basicamente uma leitora termoluminescente.

As leitoras consistem em um sistema de aquecimento, sistema óptico e um tubo fotomultiplicador. Além disso, a leitora possui uma eletrônica associada e um sistema de saída de dados.

Há dois tipos de leitoras: as manuais e as automáticas. Nas leitoras manuais é preciso abri-las e manusear cada TLD individualmente, colocando-os sobre a placa de aquecimento no interior da leitora. Já nas leitoras automáticas, pode-se abrir o monitor e ler os TLDs sem necessidade de manuseá-los e a informação contida neles é armazenada eletronicamente em um computador.

2.9.5.2 O Sistema Aquecedor:

O aquecimento de uma leitora pode ser feito por contato (ôhmico), por aquecimento gasoso, por luz infravermelha, por laser e por outros (MAURÍCIO, 2001). O mais importante, entretanto, é que o sistema de aquecimento seja capaz de garantir a reprodutibilidade do ciclo térmico.

2.9.6 Forno de Tratamento Térmico:

O tratamento térmico pode ser feito num forno independente do sistema leitor. Esses fornos devem ser exclusivos para esta prática, a fim de evitar contaminação dos dosímetros, uma vez que qualquer impureza pode alterar sua resposta. Os fornos de tratamento devem ter temperatura controlada por volta de $\pm 1^\circ\text{C}$, com convecção forçada para impedir os gradientes de temperatura e assegurar um aquecimento homogêneo em todos os dosímetros, independentemente da sua posição dentro do forno.

Vale destacar que as taxas de aquecimento e resfriamento devem ser reprodutivas e que o tratamento térmico deve ser feito com os TLDs em placas de material inerte – bandejas - apropriadas para mais uma vez impedir a difusão de impurezas no material.

2.9.7 Manuseio dos Dosímetros Termoluminescentes:

As pinças são utensílios mais adequados para o manuseio dos dosímetros, visto que evitam qualquer contaminação na superfície do dosímetro como a própria gordura das mãos ou de outro material. Os dosímetros em forma de pastilhas (chips) devem ser manipulados com pinças não metálicas a fim de impedir arranhões na superfície dos detectores. Para tanto, as extremidades das pinças devem ter uma cobertura de teflon ou outro material macio que seja fácil de limpar. Sem dúvidas, as pinças a vácuo são as ideais para o manuseio dos TLDs, pois evitam o contato direto com os dosímetros.

2.9.8 O TLD-100:

O TLD-100 é um dosímetro de LiF: Mg, Ti, produzido e comercializado pela *Harshaw*. O LiF possui uma estrutura cristalina cúbica simples com baixo número atômico [$Z_{ef}(\text{LiF}) = 8,2$] semelhante ao tecido humano [$Z_{ef}(\text{tecido}) = 7,4$], densidade $2,6 \text{ g/cm}^3$, e não é solúvel na água. O TLD-100 tem uma razão isotópica natural de 7,5% ^6Li e 92,5% de ^7Li (Rosa, 1999). O magnésio é o mais importante co-ativador. O percentual das impurezas é de 0,0013 mol% de Mg e 0,001 mol% de Ti.

2.9.8.1 Tratamentos Térmicos do TLD-100:

Uma das vantagens dos TLDs, como já fora dito, é que estes podem ser utilizados mais de uma vez, e para isto é conveniente saber qual é o melhor tratamento térmico a ser usado com a finalidade de devolver-lhe as condições existentes na sua primeira exposição à radiação ionizante.

De maneira geral, o tratamento térmico tem dois objetivos principais:

- Esvaziar completamente as armadilhas do material termoluminescente depois da avaliação;
- Ordenar as armadilhas de elétrons para obter, com limites definidos, a mesma curva termoluminescente cada vez que se irradie e trate termicamente os dosímetros.

A sensibilidade de um determinado pico termoluminescente do TLD-100 é afetada pela presença de outras armadilhas competitivas e desconectadas termicamente numa

posição mais profunda da banda de condução. Conseqüentemente, é necessário esvaziar estes centros mais estáveis através de tratamentos térmicos feitos em altas temperaturas. No caso do TLD-100, este processo de tratamento térmico é feito a 400°C por uma hora, seguido por um resfriamento rápido de até 100°C, mantendo esta temperatura por mais duas horas, antes do resfriamento rápido, até a temperatura ambiente (MAURÍCIO, 2001).

Os tratamentos térmicos devem ser executados de maneira controlada, isto é, sua temperatura e duração devem ser reproduzíveis. Caso os dosímetros não sejam submetidos às taxas de aquecimento e resfriamento acima mencionados, acarretará uma oscilação nos resultados posteriores e uma inferior reprodutibilidade.

No que se refere à pós-irradiação, dos TLDs na pesquisa, pode-se afirmar que foi necessário a exposição dos mesmos a um novo ciclo de aquecimento térmico em uma temperatura aproximada de 100°C por um período de 15 minutos a fim de se banir picos que comprometessem os resultados obtidos com a leitura.

2.9.8.2 Curva de Calibração dos Dosímetros Termoluminescentes:

A calibração dos TLDs visa adequar a realidade dos dosímetros à medição a ser executada. A etapa de calibração dos dosímetros é o ponto de partida na avaliação da dose e se destina a avaliar a relação entre a dose absorvida pelo detector e a quantidade de luz que chega à fotomultiplicadora durante a leitura.

CAPÍTULO 3

MATERIAL E MÉTODOS

Nesta pesquisa, para se estimar a dose que se dispersa para os cristalinos e tireóide num exame periapical completo, observou-se que a técnica empregada na execução dos exames foi à técnica periapical da bisettriz. Esta apontou resultados interessantes sobre a dose recebida pelos cristalinos e tireóide, por isso será destacada nesta dissertação.

O estudo foi realizado em dois serviços, sendo um público e outro privado do Estado do Rio de Janeiro. Foram avaliadas as doses nas posições da tireóide e dos olhos a partir de exames odontológicos periapicais completos realizados em três aparelhos de raios X intra-orais, uma vez que o serviço privado possuía dois e o serviço público, apenas um.

3.1 Material

Para a realização dessa pesquisa foram utilizados os seguintes equipamentos e materiais:

- Aparelhos de raios X odontológico (marca DABI) pertencentes aos serviços;
- Dosímetros termoluminescentes de Fluoreto de Lítio (LiF 100) – TLD-100;
- Leitora de dosímetros termoluminescentes HARSHAW 5500;
- Forno PTW-TLD;
- Pinça a vácuo;

- Seladora;
- Formulário de Entrevista elaborado para este trabalho;
- Rando Phantom – Alderson Research laboratories;
- Aparelho para medir dose PTW DIADOS.

3.2 Metodologia

3.2.1 Aplicação de Questionário:

Foi elaborado para esta pesquisa um questionário a fim de se verificar alguns dados que seriam pertinentes ao exame e, conseqüentemente, ao próprio estudo. Estes dados referem-se à formação do dentista, idade do paciente, informações sobre o aparelho – marca e tipo de localizador (anexo 1).

3.2.2 Uso de Dosímetros Termoluminescentes:

Para a realização desta pesquisa que almeja estimar a dose no cristalino e na tireóide, considerados os pontos críticos nos exames intra-orais – por serem regiões mais radio sensíveis neste exame - foram usados os TLDs do Serviço de Física em Radiodiagnóstico e Imagem do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD). Tais dosímetros são do tipo TLD 100.

Os TLDs foram colocados em kits para uso, onde cada kit continha dois TLDs devidamente embalados e codificados, conforme é mostrado na figura 3.1.

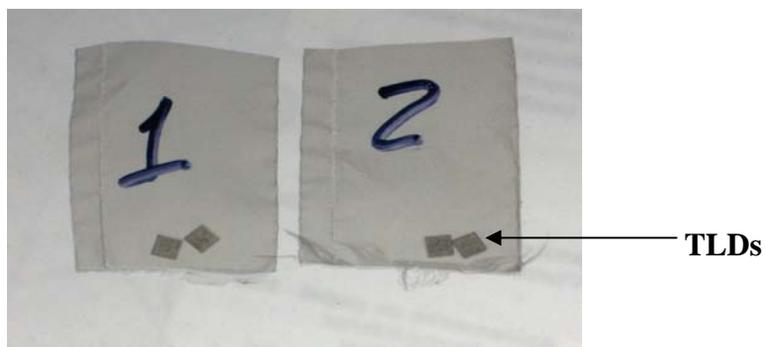


Figura 3.1: Ilustração dos Kits elaborados

Como citado anteriormente, os dosímetros são facilmente danificáveis, principalmente por gordura, portanto, para manuseá-los fez-se necessário o uso de pinças a vácuo (figura 3.2), assim como de tesoura e seladora para assegurar a proteção dos TLDs.



Figura 3.2: Pinça a vácuo para manipulação dos TLDs

No momento do exame, tanto nos pacientes quanto no fantoma, os TLDs foram posicionados nos pontos de interesse, conforme mostra a figura 3.3. Em cada exame foram utilizados três kits para avaliar as doses recebidas, um para a região de cada cristalino e um para a região da tireóide.

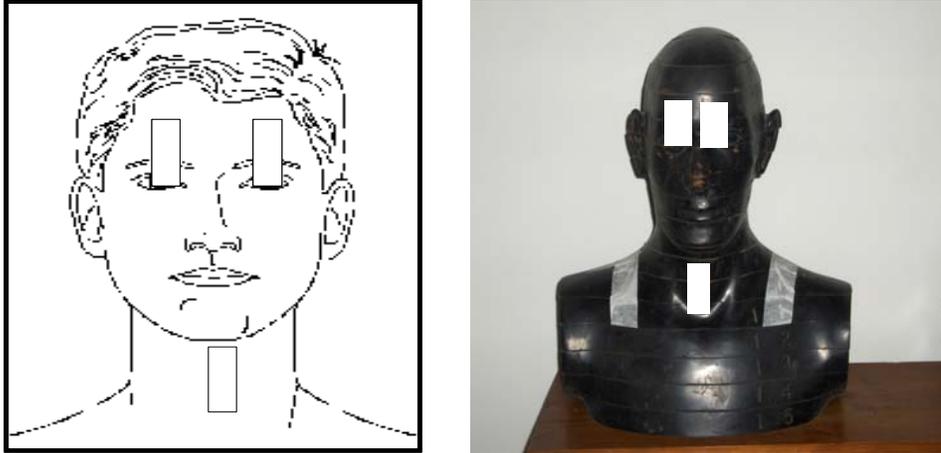


Figura 3.3: Paciente e fantoma com os TLDs posicionados nos pontos analisados

3.2.3 Avaliação dos TLDs em cada ciclo de Leitura Pré-irradiação, Irradiação e Pós-irradiação:

Nesta fase, os TLDs foram submetidos a tratamentos térmicos (pré e pós-exame) em um forno PTW-TLD (figura 3.4) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD). Primeiramente, os TLDs foram submetidos a uma temperatura de 400°C no decorrer de uma hora, a fim de excluir qualquer informação anterior contida no mesmo. Após a irradiação do TLD, este era novamente colocado no forno em questão e exposto a uma temperatura de 100°C num período de 30 minutos para que se eliminasse os picos TL indesejáveis. Cabe destacar ainda que tão logo era feita a leitura de irradiação dos TLDs, este procedimento se repetia.



Figura 3.4: Forno PTW – Departamento de Física Médica – IRD

Para obtenção dos resultados, fez-se uso de uma leitora do tipo HARSHAW 5500 também do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), ilustrada na figura 3.5. A partir do processo ocorrido na leitora, foram alcançados os dados que serviram para a análise realizada posteriormente.



Figura 3.5: Leitora HARSHAW 5500 – Departamento de Física Médica - IRD

As leituras foram feitas com uma taxa de aquecimento de $25^{\circ}\text{C}/\text{s}$, de 50°C a 300°C . O tempo total de aquisição foi de 13s.

3.2.4 Seleção e Calibração dos TLDs:

Inicialmente foi selecionado um lote homogêneo a partir de um grupo de 100 TLDs. Este grupo foi irradiado livre no ar com equilíbrio eletrônico em uma fonte padronizada de ^{60}Co com 500 mR por duas vezes. Deste grupo foram selecionados 61 TLDs que apresentavam resposta com desvio menor do que 3,5% em relação ao seu valor médio, para dar prosseguimento aos estudos.

Durante o trabalho, em cada série de medições, foram separados do lote 10 TLDs para controle da resposta do sistema TL. Destes, 5 TLDs ficaram no laboratório sem serem irradiado para controle da radiação de fundo, e foram irradiados com $4,39 \pm 0,08$ mGy (95,54% de confiança) de Kerma no ar no feixe padronizado de ^{60}Co , rastreado ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) no Laboratório de Irradiações do IRD – LABIR em uma caixa de irradiação que garante o equilíbrio eletrônico com mostra a figura 3.6.

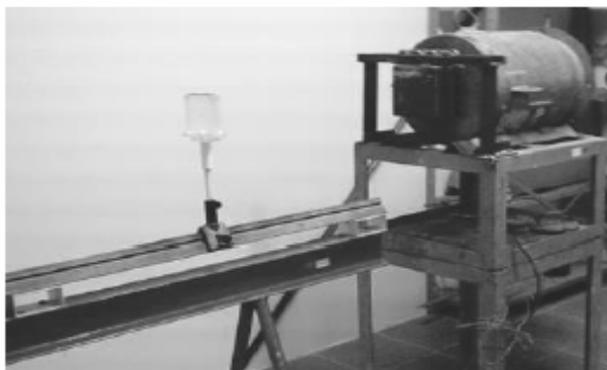


Figura 3.6: Irradiação do TLD, na caixa de irradiação, na fonte de ^{60}Co .

A cada avaliação foi calculado, com estes TLDs, um fator de calibração do sistema TL (f_n), conforme mostra a equação 3.1:

$$f_n = 4,39 / (L_{Co(média)} - L_{BGIRD(média)})$$

(3.1)

Onde:

$L_{Co(média)}$ é a média das leituras em nC dos TLDs irradiados no LABIR.

$L_{BGIRD(média)}$ é a média das leituras em nC dos TLDs não irradiados.

Os demais TLDs foram colocados em kits e levados aos serviços para serem posicionados nos pacientes. Destes, no mínimo, cinco dos dosímetros não eram utilizados para servirem como mediação de radiação de fundo dos serviços analisados e para avaliar a dose recebida pelos TLDs enquanto não estavam sendo utilizados pelos pacientes na tomada radiográfica.

Após o uso dos TLDs nos serviços, todos os dosímetros eram avaliados conjuntamente com os de controle, antes de serem novamente preparados para uma nova etapa do trabalho. Em cada avaliação era determinado um fator de calibração da resposta do sistema TL daquele dia.

A resposta de cada kit era em kerma no ar dada por:

$$R_{kit} = (L_{kit} - L_{bg}) \times f_{nTLD}$$

(3.2)

Onde:

L_{kit} é a resposta do kit em nC

Seguindo o processo de calibração, objetiva-se agora calibrar o TLD para kerma no ar livre no ar para ^{60}Co , nas mesmas condições a que são submetidos durante o exame periapical completo, para isso, fez-se uso do equipamento – *Detector Radical* modelo 90/15, *Câmara de Ionização* 6cc e do aparelho odontológico *Funck Rx 10* (70 kV e 7 mA). Primeiramente os TLDs foram colocados em um cartão de papelão furado, em seguida a câmara de ionização calibrada foi posicionada próxima ao cartão. Certificou-se que ambos estavam dentro do campo de irradiação com o auxílio de um *écran*. Posteriormente, ocorreu a irradiação (com dose próxima de 10 mGy) utilizando o aparelho de raios X periapical. O fator de correção para dependência energética (f_k) será dado através da equação 3.2.

$$f_k = Vc / (L_{kit(média)} - L_{bg}) \times f_n \quad (3.3)$$

Na qual:

Vc: é o valor obtido da exposição com auxílio da câmara de ionização

$L_{kit(média)}$: leitura média dos TLDs no momento da calibração.

Na correção da dependência energética teremos:

$$R_{kit} = (\bar{L}_{kit} - \bar{L}_{Bg}) \cdot f_n \cdot f_k \quad (3.4)$$

A calibração dos TLDs na grandeza operacional Hp(d) foi feita usando-se um grupo de 15 TLDs, do lote utilizado. O grupo foi irradiado em um simulador paralelepípedo (slab), com dimensões de 30cm x 30cm x 15cm, no espectro padrão ISO mais próximo do raios X Odontológico conforme mostra a figura 3.7. Para irradiá-los com um valor de kerma no ar de 2 mGy, rastreado ao LNMRI. Os TLDs foram posicionados na superfície frontal do simulador, a uma distância de 100 cm da fonte. Uma placa de acrílico, com

espessura de 2 mm, foi adicionada entre os TLDs e a fonte, para garantir o equilíbrio eletrônico.

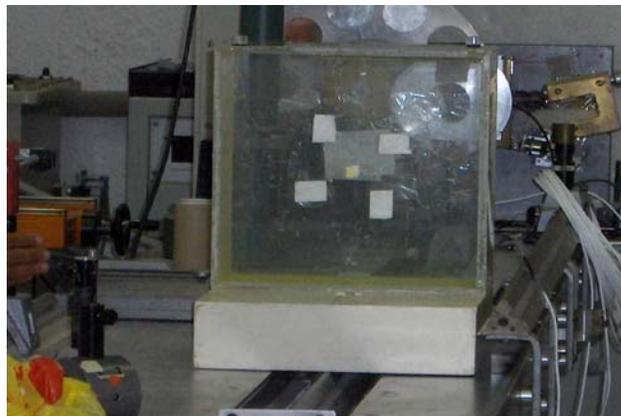


Figura 3.7: Arranjo experimental da calibração dos TLDs em Hp(d). Simulador Slab, com placa de acrílico para garantir equilíbrio eletrônico.

O fator de conversão de kerma no ar para Hp (0,07) e Hp (10), irradiado no simulador é mostrado na tabela 3.1. Entretanto para Hp (3) não fora encontrado o fator de conversão de kerma no ar para a dose equivalente pessoal Hp (d) nas diversas profundidades do simulador.

Tabela 3.1 – Fator de conversão entre as grandezas kerma no ar e dose equivalente pessoal a uma certa profundidade.

Grandeza	Fatores de conversão
Hp (0,07)	0,94 mSv/mGy
Hp (10)	0,98 mSv/mGy

Cada fator de calibração (FcHp) é, então, dado por:

$$F_c H_p = F_{xi} \times 2mGy / (L_{TLD(média)} - L_{BGRua(média)}) * (f_n * f_k) \quad (3.5)$$

Onde:

F_{xi} : é o fator de conversão de kerma no ar para equivalente de dose pessoal $H_p(d)$ nas diversas profundidades

$L_{TLD(média)}$ é a média das leituras dos TLDs irradiados no simulador.

$L_{BGRua(média)}$ é a média das leituras dos TLDs não irradiados.

f_n : fator de normalização do sistema TL do dia.

f_k : Correção de dependência energética.

Cada dose equivalente pessoal $H_p(d)$ medida por cada TLD é dada por:

$$H_p(d)_{kit} = R_{kit} \cdot f_c H_p(d) \quad (3.6)$$

Onde:

$F_c H_p$: é o fator de calibração referente ao ponto estudado

A tabela 3.2 mostra um resumo da calibração dos TLDs, assim como os órgãos e/ou tecidos que os mesmos estimam a dose equivalente.

Tabela 3.2 – Resumo das grandezas de calibração dos TLDs em função do órgão e/ou tecido considerado.

Localização	Calibração	Órgão e/ou tecido
Testa	Hp (0,07)	Pele
	Hp (3)	Cristalino
Pescoço	Hp (10)	Tireóide

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

Conforme fora descrito na metodologia, esse estudo foi feito a partir da verificação dos resultados obtidos com o uso dos TLDs em pacientes e no fantoma.

Nos resultados, no entanto, não foram consideradas as possíveis repetições de exames, visto que o propósito maior desta investigação é estimar a dose no cristalino e na tireóide no exame periapical completo nos aparelhos estudados, ou seja, caso houvesse a necessidade de repetição do exame, em virtude de erros de posicionamento do técnico e/ou possíveis movimentos do paciente durante a realização do mesmo, essas novas radiografias seriam desprezadas, e seriam consideradas apenas as catorze contidas no exame periapical completo.

Os aparelhos usados nesta pesquisa são da marca DABI em seus diversos modelos, uma vez que, conforme apresentado na literatura, são os aparelhos odontológicos mais utilizados no mercado. Este fato ressalta que os exames foram realizados em aparelhos de ampla comercialização atualmente, indicando a relevância das conclusões.

A tabela 4.1 destaca resultados obtidos no decorrer da pesquisa com os aparelhos avaliados no que se refere ao tamanho de campo a ser irradiado durante o exame periapical completo.

Tabela 4.1: Valores relativos ao diâmetro de campo dos aparelhos odontológicos.

Aparelhos	Tamanho de Campo (cm)
70X	5
1070	7
Selertronic	5

Na análise dos questionários aplicados durante o exame, verificou-se que a dose não variou em relação ao sexo ou a idade do paciente, constatou-se ainda que em todos, foi utilizado o avental plumbífero para o paciente, porém o mesmo não aconteceu com a proteção da tireóide. Para este, observou-se que 97% dos exames realizados foram sem o colar de tireóide. Quanto ao localizador dos aparelhos, todos eram cilíndricos, e possuíam 18 cm de comprimento, ressaltando que todos respeitaram a norma em vigor (Portaria 453).

O questionário permitiu também classificar os profissionais que operaram os aparelhos, conforme ilustra a tabela 4.2.

Tabela 4.2: Grau de instrução dos profissionais responsáveis pelo exame.

Aparelhos	Grau de Instrução dos Profissionais
70 X	3º Grau Completo
1070	3º Grau Completo
Selertronic	Curso de Formação em Radiologia

O aparelho SELETRONIC era operado por dois técnicos, ambos com curso na área, entretanto, o técnico A, além deste curso, possuía atualizações na área diferentemente do técnico B. Tal fato ratifica os resultados posteriores, já que o primeiro técnico teve uma menor porcentagem de dose irradiada para os pontos estudados nos pacientes.

As tabelas abaixo mostram o resultado de uma amostra de 10 exames realizados em cada aparelho. O resultado para cada kit(i) é dado pela média do valor avaliado pelos dois TLDs contidos nos kits(i). A incerteza do tipo A (μ_{Ai}) para cada kit(i) é calculada pela equação $\mu_{Ai} = (t_{2,95\%} \times S_i)/(1,41)$, para um nível de confiança de 95%. Os valores obtidos com o aparelho 70X poderão ser visualizados na tabela 4.3, os dados referentes ao aparelho 1070 serão mostrados na tabela 4.4 e, por fim, as tabelas 4.5.1 (técnico A) e 4.5.2 (referente ao técnico B) se basearão no aparelho SELETRONIC.

Onde:

$t_{2,95\%}$ = t de student para n = 2 e 95% de nível de confiança = (12,71)

S_i = desvio padrão da média dos valores avaliados pelos TLDs do kit(i).

Tabela 4.3: Dados obtidos em uma amostra feita no aparelho 70X.

Kerma (mGy) Tireóide	Kerma (mGy) Olho Direito	Kerma (mGy) Olho Esquerdo
0,17 ± 0,10	0,14 ± 0,11	0,11 ± 0,20
0,14 ± 0,10	0,23 ± 0,45	0,11 ± 0,02
0,18 ± 0,10	1,13 ± 0,05	0,15 ± 0,01
0,11 ± 0,05	0,07 ± 0,09	0,08 ± 0,09
0,04 ± 0,01	0,19 ± 0,74	0,15 ± 0,74
0,07 ± 0,02	0,23 ± 0,06	0,17 ± 0,49
0,14 ± 0,09	0,14 ± 0,05	0,13 ± 0,08
0,15 ± 0,08	0,11 ± 0,78	0,02 ± 0,05
0,17 ± 0,11	0,13 ± 0,61	0,18 ± 0,24
0,14 ± 0,07	0,17 ± 0,05	0,14 ± 0,09

Tabela 4.4: Dados obtidos em uma amostra feita no aparelho 1070.

Kerma (mGy) Tireóide	Kerma (mGy) Olho Direito	Kerma (mGy) Olho Esquerdo
$0,44 \pm 0,24$	$3,10 \pm 0,68$	$0,96 \pm 1,22$
$1,03 \pm 0,13$	$5,22 \pm 1,10$	$2,61 \pm 1,03$
$0,14 \pm 0,09$	$0,61 \pm 0,04$	$0,66 \pm 0,51$
$1,08 \pm 0,98$	$3,08 \pm 0,89$	$1,78 \pm 2,94$
$0,57 \pm 0,37$	$6,96 \pm 3,35$	$2,44 \pm 1,97$
$0,08 \pm 0,07$	$1,37 \pm 0,53$	$1,07 \pm 1,03$
$0,34 \pm 0,19$	$0,94 \pm 0,24$	$2,02 \pm 1,25$
$0,93 \pm 0,75$	$2,84 \pm 0,78$	$1,35 \pm 1,54$
$0,84 \pm 0,68$	$3,20 \pm 0,95$	$1,01 \pm 0,79$
$1,12 \pm 0,85$	$2,68 \pm 0,97$	$2,35 \pm 1,95$

Tabela 4.5.1: Dados obtidos em uma amostra feita no aparelho SELETRONIC relativo aos exames feitos pelo técnico A.

Kerma (mGy) Tireóide	Kerma (mGy) Olho Direito	Kerma (mGy) Olho Esquerdo
$0,20 \pm 0,07$	$0,21 \pm 0,09$	$0,18 \pm 0,06$
$0,22 \pm 0,17$	$0,69 \pm 0,36$	$0,32 \pm 0,09$
$0,11 \pm 0,01$	$0,22 \pm 0,03$	$0,18 \pm 0,17$
$0,09 \pm 0,05$	$1,36 \pm 0,06$	$0,20 \pm 0,09$
$0,12 \pm 0,06$	$0,29 \pm 0,08$	$0,25 \pm 0,10$
$0,04 \pm 0,13$	$0,42 \pm 0,39$	$0,51 \pm 0,35$
$0,04 \pm 0,06$	$0,11 \pm 0,14$	$0,13 \pm 0,37$
$0,04 \pm 0,04$	$1,02 \pm 0,51$	$0,18 \pm 0,08$
$0,17 \pm 0,05$	$0,43 \pm 0,28$	$0,19 \pm 0,07$
$0,03 \pm 0,21$	$0,28 \pm 0,02$	$0,24 \pm 0,05$

Tabela 4.5.2: Dados obtidos em uma amostra feita no aparelho SELETRONIC relativo aos exames feitos pelo técnico B.

Kerma (mGy) Tireóide	Kerma (mGy) Olho Direito	Kerma (mGy) Olho Esquerdo
0,32 ± 0,17	6,10 ± 0,34	3,64 ± 0,78
0,37 ± 0,14	3,31 ± 0,89	3,83 ± 1,87
0,76 ± 0,51	3,50 ± 0,55	1,96 ± 0,60
0,08 ± 0,04	2,00 ± 0,61	2,43 ± 1,21
0,21 ± 0,08	1,92 ± 0,12	2,30 ± 0,13
0,20 ± 0,01	2,26 ± 0,56	2,03 ± 1,14
0,33 ± 0,06	3,50 ± 0,50	2,23 ± 0,24
0,18 ± 0,06	1,95 ± 0,28	1,30 ± 0,17
0,32 ± 0,07	1,25 ± 0,43	2,04 ± 0,75
0,10 ± 0,01	3,04 ± 0,30	3,11 ± 0,87

As tabelas seguintes (tabela 4.6 refere-se ao aparelho 70X; tabela 4.7 ao aparelho 1070 e as tabelas 4.8.1 (técnico A) e 4.8.2 (técnico B) ao aparelho SELETRONIC) apresentam os valores médios obtidos para as regiões estudadas, considerando 3 grandezas diferentes. São comparados os valores em kerma no ar, considerando o espalhamento na superfície do corpo (em mGy), com os obtidos em Hp(0,07) para estimar a dose equivalente na pele (em mSv) e os em Hp(10) para estimar a dose em órgãos mais profundos, como a tireóide e as glândulas. O valor de Hp(10) no pescoço é uma boa estimativa da dose equivalente na tireóide. A dose equivalente nos cristalinos é melhor representada pela grandeza Hp(3), mas não foi possível determinar seu valor já que não foi encontrado na literatura o fator de conversão de kerma no ar para Hp(3) para o feixe utilizado para simular o espectro odontológico (W-60).

Tabela 4.6: Resultados médios obtidos no aparelho 70X nas regiões analisadas.

REGIÃO ANALISADA	Kerma no Ar (mGy)	Hp(0,07) (mSv)	Hp(10) (mSv)
PESCOÇO	0,14 ± 0,01	0,13 ± 0,01	0,13 ± 0,01
OLHO DIREITO	0,31 ± 0,03	0,29 ± 0,05	0,30 ± 0,05
OLHO ESQUERDO	0,32 ± 0,03	0,30 ± 0,04	0,31 ± 0,04

Tabela 4.7: Resultados médios obtidos no aparelho 1070 nas regiões analisadas.

REGIÃO ANALISADA	Kerma no Ar (mGy)	Hp(0,07) (mSv)	Hp(10) (mSv)
PESCOÇO	0,56 ± 0,04	0,52 ± 0,04	0,55 ± 0,04
OLHO DIREITO	3,39 ± 0,10	3,20 ± 0,09	3,33 ± 0,10
OLHO ESQUERDO	1,59 ± 0,33	1,50 ± 0,31	1,56 ± 0,32

Tabela 4.8.1: Resultados médios do aparelho SELETRONIC relativo aos dados obtidos com os exames feitos pelo técnico A.

REGIÃO ANALISADA	Kerma no Ar (mGy)	Hp(0,07) (mSv)	Hp(10) (mSv)
PESCOÇO	0,11 ± 0,01	0,10 ± 0,01	0,11 ± 0,01
OLHO DIREITO	0,54 ± 0,38	0,51 ± 0,36	0,53 ± 0,38
OLHO ESQUERDO	0,46 ± 0,17	0,43 ± 0,16	0,45 ± 0,17

Tabela 4.8.2: Resultados médios do aparelho SELETRONIC relativo aos dados obtidos com os exames feitos pelo técnico B.

REGIÃO ANALISADA	Kerma no Ar (mGy)	Hp(0,07) (mSv)	Hp(10) (mSv)
PESCOÇO	0,39 ± 0,01	0,37 ± 0,01	0,39 ± 0,01
OLHO DIREITO	3,01 ± 0,03	2,84 ± 0,03	2,96 ± 0,03
OLHO ESQUERDO	2,02 ± 0,46	1,90 ± 0,44	1,98 ± 0,45

As figuras 4.1, 4.2 e 4.3 relacionam o número de exames realizados em pacientes com cada aparelho utilizado, almejando apresentar uma visualização imediata da dose absorvida pelos pontos analisados nos distintos aparelhos odontológicos. Esta visualização possibilita identificar as maiores e menores doses alcançadas com os aparelhos. As figuras que serão apresentadas se referem, respectivamente, à tireóide, ao olho direito e ao olho esquerdo.

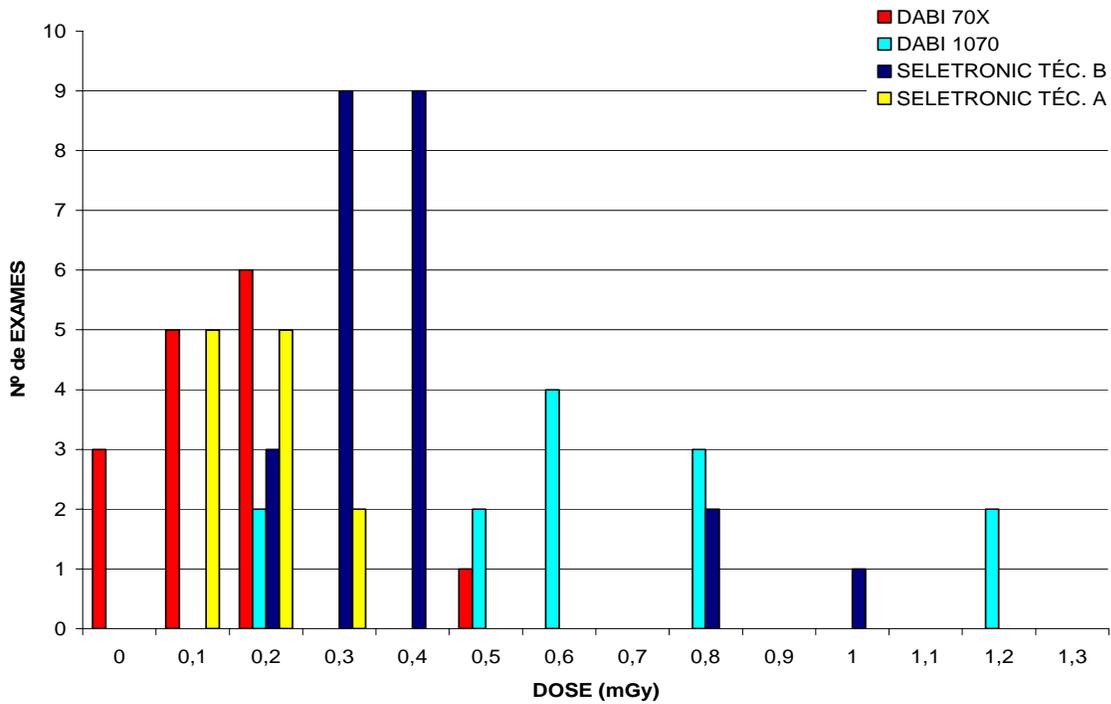


Figura 4.1: Dose absorvida pela tireóide para os aparelhos estudados.

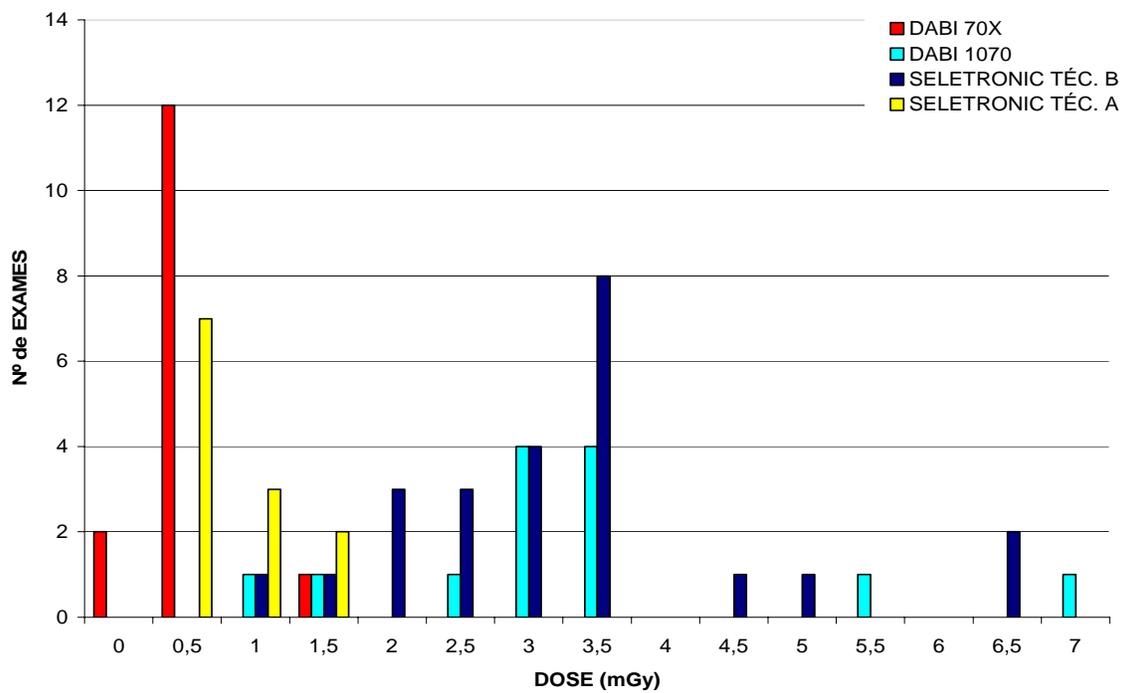


Figura 4.2: Dose absorvida pelo olho direito para os aparelhos estudados.

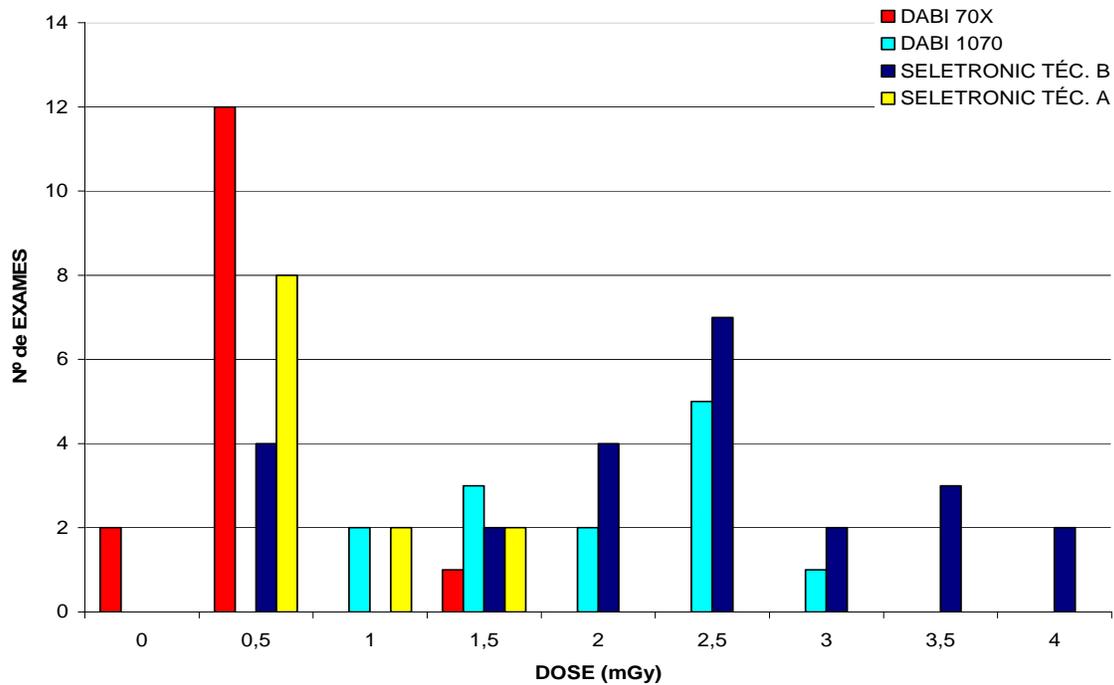


Figura 4.3: Dose absorvida pelo olho esquerdo para os aparelhos estudados.

A análise dos resultados foi feita em três etapas. Na primeira se apresentaram os valores obtidos em exames realizados em pacientes nos aparelhos. No segundo momento, foram feitos exames com fantoma nos mesmos aparelhos, a fim de comparar os resultados.

Constatou-se que existe uma homogeneidade na técnica empregada na realização do exame periapical completo no serviço particular – técnica da bisettriz com posicionador – diferentemente do que foi observado no serviço público, como será comentado posteriormente.

As figuras seguintes mostram os valores médios obtidos com o TLD 100 posicionados nos pontos de interesse. Primeiramente, observam-se os resultados alcançados com o aparelho DABI 70X no serviço particular (figura 4.4).

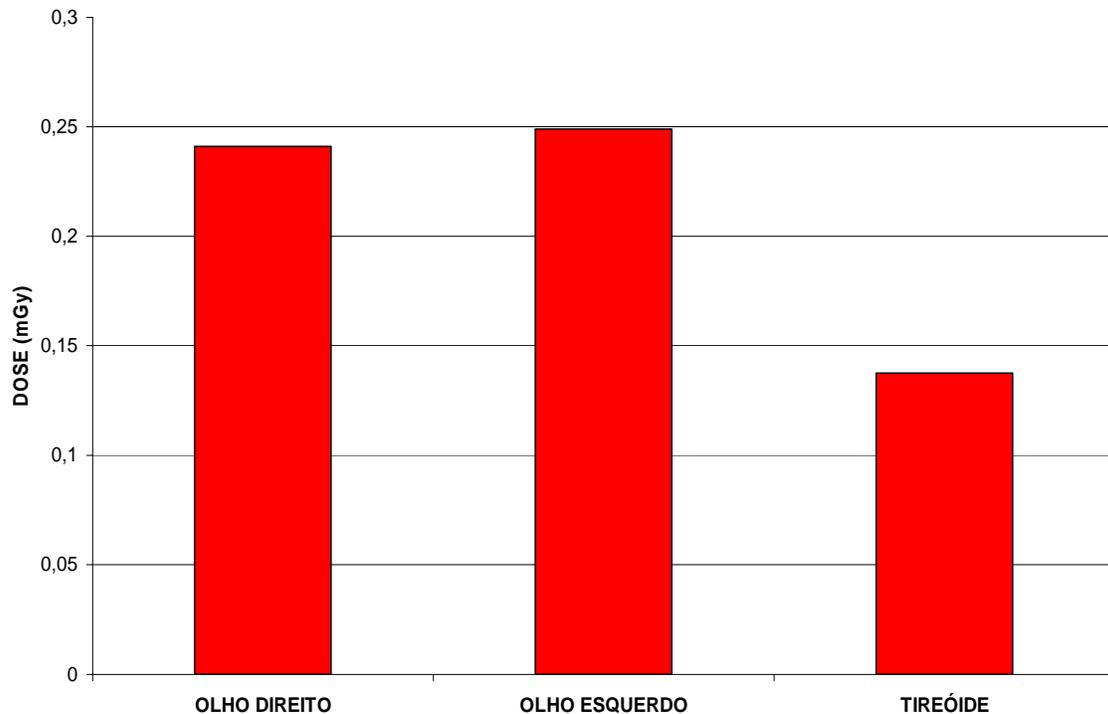


Figura 4.4: Dados médios do exame periapical completo no aparelho DABI 70X no serviço particular.

A figura acima mostra valores semelhantes relativos à dose absorvida pelo cristalino – olho direito e olho esquerdo – assim como pela tireóide.

No aparelho 1070 (figura 4.5), há um aumento de dose em todos os pontos estudados, o que se justificaria pelo maior diâmetro de campo deste aparelho (7 cm). Este diâmetro é, contudo, superior àquele recomendado pela Norma Técnica que Regulamenta a Instalação Física e Operacional de Equipamentos de Radiologia Odontológica nos Aspectos Relativos à Proteção Radiológica (1991), como descrito anteriormente (ver item 2.7 deste trabalho).

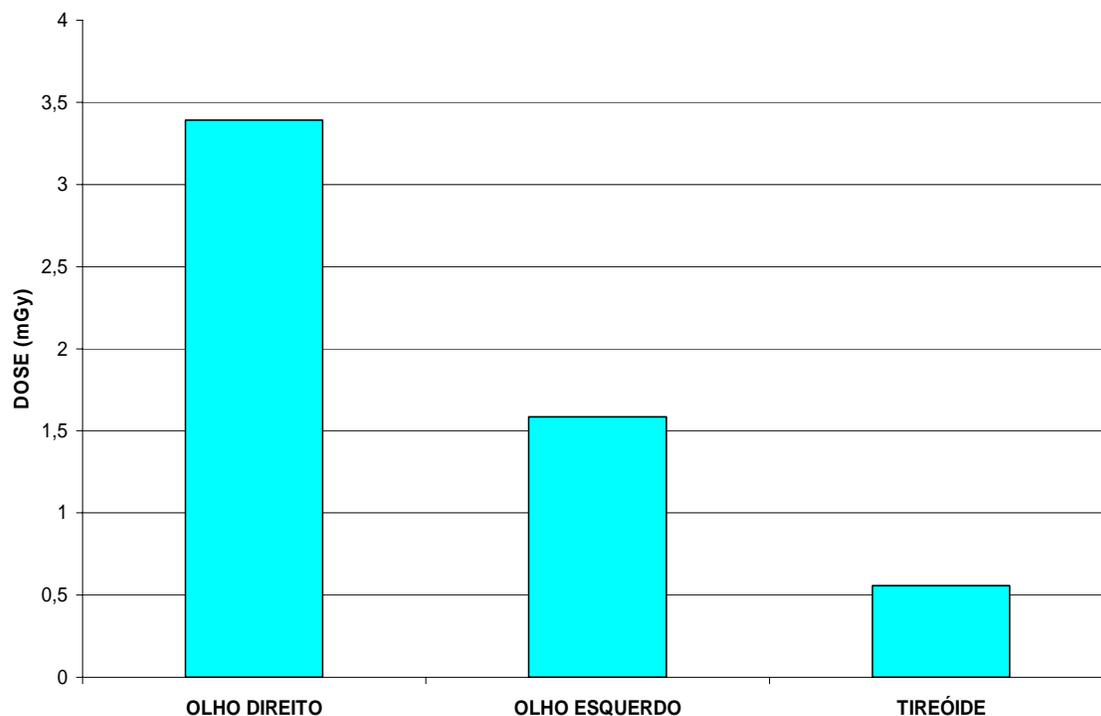


Figura 4.5: Dados médios do exame periapical completo no aparelho DABI 1070 no serviço particular.

No serviço público, por sua vez, não se pôde caracterizar uma homogeneidade nas técnicas aplicadas ao aparelho DABI SELETRONIC, posto que o mesmo foi operado por dois técnicos os quais utilizaram técnicas distintas. O técnico A usou a técnica da bisettriz com o posicionador, já o técnico B usou uma técnica semelhante, não recorrendo ao posicionador e sim fazendo uso do dedo do paciente para realização do exame. Os resultados deste estudo são mostrados nas figuras 4.6 e 4.7.

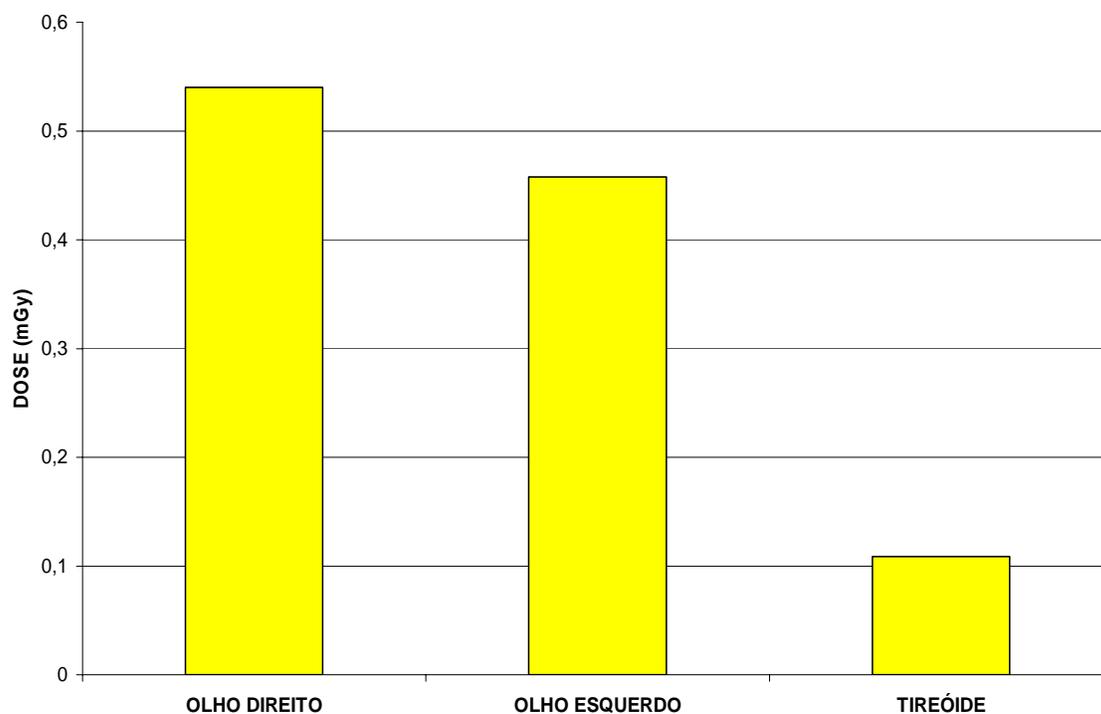


Figura 4.6: Dados médios do exame periapical completo com o uso do posicionador – técnico A.

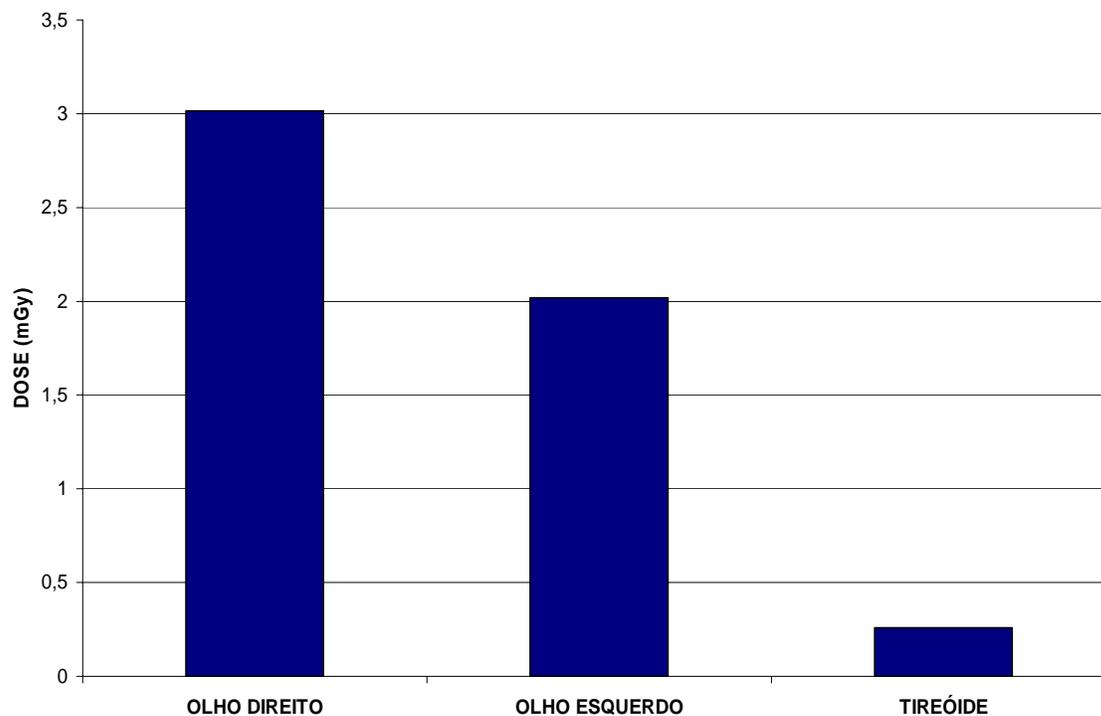


Figura 4.7: Dados médios através do exame periapical completo sem o uso do posicionador – técnico B.

As figuras 4.6 e 4.7, ilustram uma grande diferença entre as doses obtidas no mesmo aparelho, devido às duas técnicas aplicadas no exame. A figura 4.6 que reflete o uso do posicionador apresenta valores que, ainda superiores àqueles obtidos no serviço particular pelo aparelho 70X, representa valores de dose 75% menor aos do exame periapical completo sem o uso do posicionador.

A divergência, mostrada nas figuras 4.6 e 4.7, é bastante relevante, pois, ratifica a importância e a necessidade do uso do posicionador para que o paciente não seja exposto a uma dose desnecessária, entretanto, o aparelho utilizado no exame radiográfico deve estar colimado, uma vez que nesta condição, não há um aumento do campo a ser irradiado. Embora o uso do posicionador nos serviços odontológicos não seja uma obrigatoriedade, é necessário que o filme esteja devidamente colocado, ou seja, posicionado adequadamente na boca do paciente, para garantir a visualização do dente a fim de evitar repetições do exame e a exposição à radiação do dedo do paciente.

A figura 4.8 contrapõe os exames realizados no aparelho DABI SELETRONIC com a utilização das duas técnicas da bisettriz – com posicionador (técnico A) e sem posicionador (técnico B) nos pontos pesquisados.

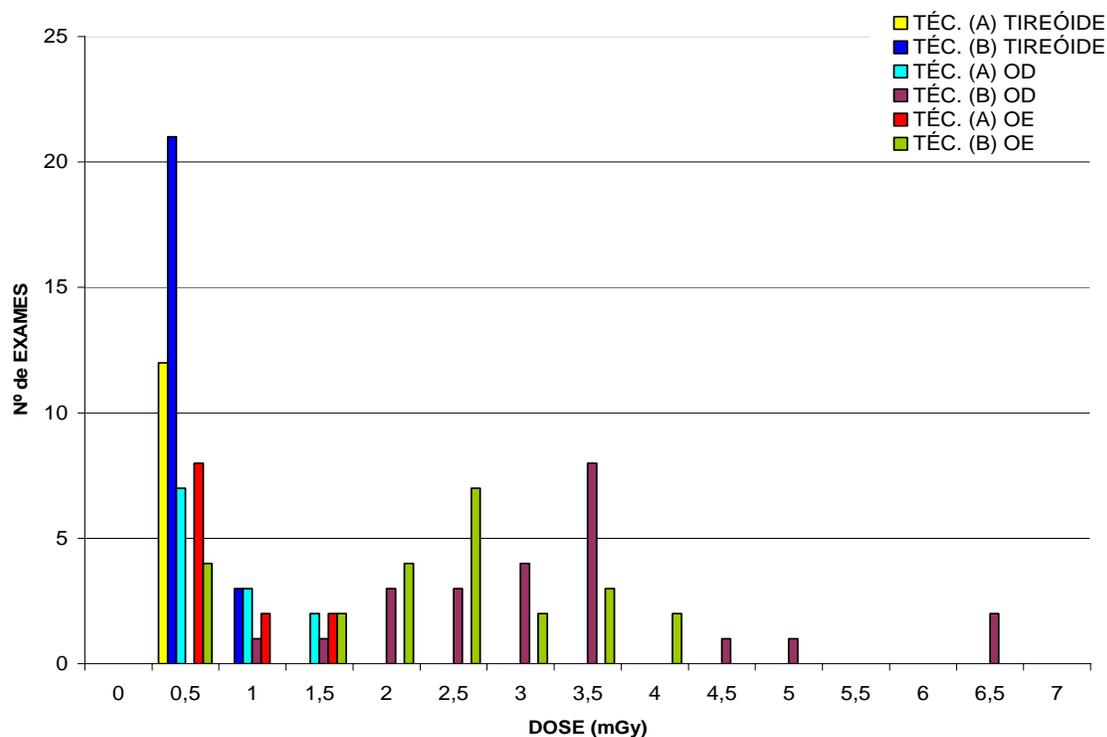


Figura 4.8: Dose absorvida pelos pontos analisados no aparelho SELETRONIC comparando as duas técnicas da bisettriz.

Também se utilizou um fantoma (Rando Phantom – Alderson Research Laboratories) para obtenção de dados (figura 4.9). Um aspecto que merece menção é que estes resultados foram obtidos nas mesmas condições às que foram submetidos os pacientes (ver item 3.2.2): os mesmos aparelhos e os mesmos técnicos que participaram do exame, com exceção do aparelho DABI SELETRONIC, que foi operado no momento do exame periapical completo com fantoma apenas pelo técnico B, o qual não utilizava o posicionador.

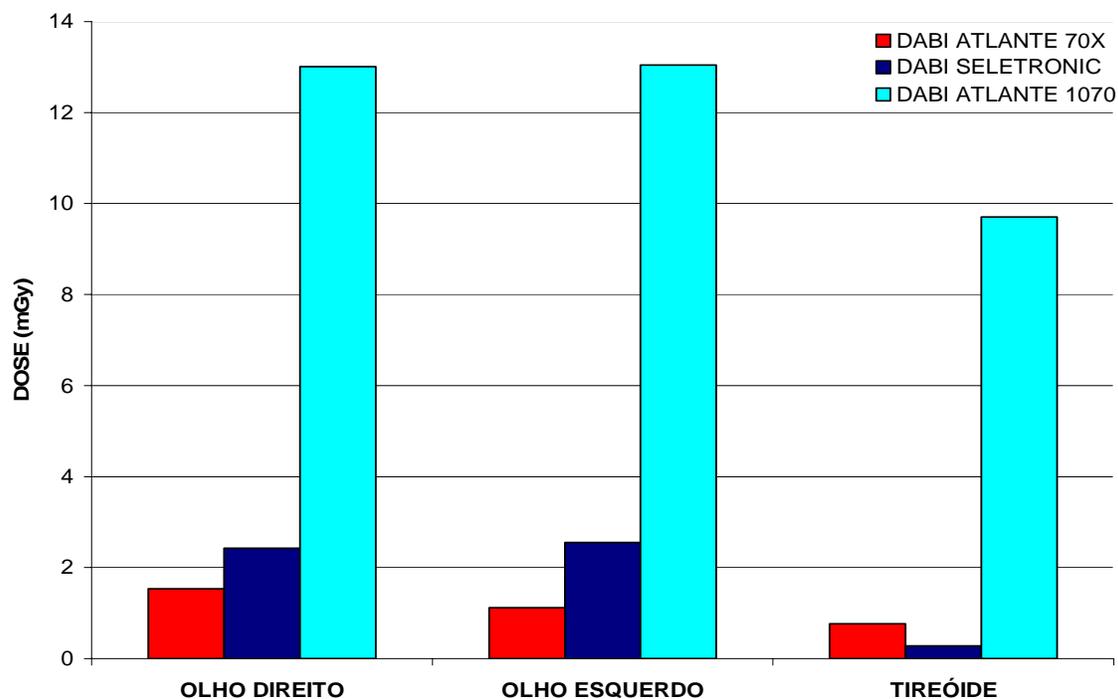


Figura 4.9: Dados obtidos com o fantoma nos aparelhos estudados.

A partir da observação da figura 4.9, constata-se um aumento uniforme da dose nos valores obtidos com os aparelhos que eram operados com a técnica da bisettriz com o posicionador. O técnico B que operou o DABI SELETRONIC conseguiu manter os mesmos valores que obteve nos pacientes, uma vez que o mesmo já fazia uso da técnica da bisettriz sem o posicionador. Diferentemente dos demais técnicos que alcançaram resultado superior àquele obtido com os pacientes. Tal fato se justificaria porque esses realizaram o exame periapical completo no fantoma sem o posicionador, acarretando uma dificuldade para o posicionamento do cilindro na tomada radiográfica, visto que, estavam acostumados a trabalhar com o posicionador.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES E SUGESTÕES

5.1 Conclusões

Os resultados alcançados com a pesquisa serviram como base para algumas observações que podem ser úteis para a possível redução de dose no exame periapical completo.

Em virtude dos resultados, pode-se afirmar que embora as doses obtidas nas áreas estudadas representem uma mínima parte – comparados a outros exames radiográficos -, a constante realização de exames radiográficos pode vir a causar danos em tais pontos. Doses individuais encontradas em Radiologia Odontológica podem parecer muito pequenas, porém é uma quantidade de radiação adicional àquela que o paciente já recebe do ambiente. Essa dose adicional pode ser considerada para qualquer paciente. Com isso, o grande número de Radiografias Odontológicas (intrabucal e extrabucal) feitas por ano – estima-se aproximadamente 20 a 25 milhões apenas no Reino Unido (WHAITES, 2003) indica que a dose coletiva para essa radiografia é bastante significativa.

Devido a esses valores de doses, a possibilidade de ocasionar os efeitos determinísticos em uma Radiologia Odontológica é nula. Contudo, se deve levar em consideração que a dose tem que ser otimizada, a menor dose possível para melhor imagem (ALARA).

Analisando-se os resultados, mostrados nas tabelas 4.6, 4.7, 4.8.1 e 4.8.2, obtidos em três grandezas, entretanto, verifica-se que seus valores numéricos são semelhantes dentro da incerteza da medição realizada.

Outra conclusão a que se pode chegar a partir da análise dos resultados é que o uso do posicionador na técnica da bissetriz é de grande relevância para que o paciente não absorva uma dose de radiação que não venha contribuir para o exame. Outro fator relevante é que o aparelho colimado junto ao uso do posicionador diminui cerca de 75% a dose recebida pelos pontos analisados no exame periapical completo.

A questão do diâmetro de campo do aparelho DABI 1070 também é digna de menção, uma vez que um diâmetro maior que o permitido, ocasiona uma dose muito alta para o paciente. Tal fato ressalta a necessidade de se respeitar as Normas Técnicas referentes à Proteção Radiológica (1991) para que o diâmetro não influencie de forma incorreta na área a ser atingida pela radiação no momento do exame.

No que se refere à proteção da tireóide, pode-se concluir que o uso do colar de chumbo favorece e muito a proteção contra a radiação neste ponto, visto que é um recurso, embora pouco utilizado nos serviços estudados, de extrema capacidade, já que minimiza a dose recebida pela tireóide. Tal fato se comprova a partir da análise dos dados obtidos no aparelho 70X, pois aqueles pacientes que fizeram uso do protetor durante o exame não absorveram dose na tireóide.

Vale destacar que em virtude do interesse dos envolvidos na pesquisa, observou-se um ambiente propício para a implementação de alguns programas que visassem favorecer a redução de dose absorvida em exames odontológicos em geral.

5.2 Sugestões

Baseado nas conclusões alcançadas se sugere um maior rigor de cobrança no uso de alguns acessórios conhecidos para proteção radiológica, tais como o protetor de tireóide, o qual, de acordo com o questionário apresentado, foi utilizado apenas por 3% dos pacientes envolvidos nesta pesquisa.

Um outro ponto que merece destaque em exames radiográficos odontológicos são os olhos, que como foi constatado neste estudo, a não utilização de nenhum tipo de proteção contra a radiação, absorvendo, na maioria das vezes, uma dose de radiação. Em virtude disso, propõe-se o uso de óculos protetores para os pacientes, a fim de impedir a radiação no cristalino em exames odontológicos em geral.

Fica como sugestão para futuras pesquisas a avaliação do desempenho dos equipamentos nos quais se realizam os exames odontológicos, bem como dos acessórios de Proteção Radiológica. Estes testes se fazem necessários para que se possa verificar a qualidade dos aparelhos de raios X odontológicos e também se as VPI são realmente eficazes para o fim que se propõem.

Este trabalho oferece também informações para os técnicos no que diz respeito à necessidade de uma realização criteriosa de exames odontológicos quanto à questão do posicionamento – técnica radiográfica empregada no exame. Para tanto, se aponta a importância de os técnicos participarem de cursos de atualização e aperfeiçoamento a fim de que se especializem e aprimorem as técnicas a serem aplicadas nos exames odontológicos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANFOKV, S. K., TAKUJI, R. W. 1976. *Doses To Critical Organs From Dental Radiography*. Oral Sugery Oral Medicine Oral. Pathology. Saint Louis.
- ARAÚJO, B. G. V. 2005. *Otimização das doses na Radiografia Cefalométrica*. Tese de Mestrado.UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- AROUA, A.; VALDER,J.P.;VALLEY,J.F. 2000. *Survey on exposure by radiodiagnostics in Switzerland in 1998*. University Department of Community Medicine and Health. Lousanne, Dec.
- ATTIX, F. Herbert, 1986. *Introduction To Radiological Physics And Radiation Dosimetry*. New York: A Willey – Interscience Publication.
- BOSCOLO, F. N. Et Al, 1982. *Estudo Da Radiação Que Atinge O Profissional Durante Um Exame Radiográfico*. Ver Assoc Paul Cir Dent, São Paulo, V. 36, Nº 5, P. 547-553, Set/Out.
- CAMPOS, Letícia, 1998. *Termoluminescência de Materiais e sua Aplicação em Dosimetria da Radiação*. Cerâmica v.44 nº 290 SP, dez.
- CAMPOS, L. L., 2000 *Termoluminescência de Materiais e sua Aplicação em Dosimetria da Radiação*. Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN). São Paulo.
- CAPELOZZA, A.L. ÁLVARES, L.C. 1989. *Avaliação das condições de Radioproteção em Consultórios Odontológicos na Cidade de Bauru-SP*. Revista da Associação Paulista dos Cirurgiões Dentistas, v.43, nº 4,p.193-195,jul./ago.
- BRASIL. Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) *Diretrizes Básicas de Radioproteção*. Ne 3.01. Rio de Janeiro, 1988, Revista em 2005, Brasil.

- DANFORTH, R. A., GIBBS, S. J., 1980. *Diagnostic Dental Radiation: what is the risk?* J. Calif. Dent. Assoc 8: 27-35.
- DOMINGUES, C. 2005 *Levantamento Estatístico de Dez Critérios Estabelecidos pela Portaria 453 MS para os Odontólogos que Utilizam Raios X*. 4º Congresso Internacional de Radioproteção Industrial e 1º Congresso Brasileiro de Proteção Radiológica. Rio de Janeiro, Brasil.
- EDUARDO, M. B. P., 1999 *Vigilância Sanitária de Radiação Ionizante*. Coleção Saúde e Cidadania, Vol. 8, Rio De Janeiro, Vigilância Sanitária.
- EMMANUEL, N. Y. Christine E. T. George N. B. and Evangelos G. 2001 *Dose Área Product Reference Levels in Dental Panoramic Radiology*. Athens, Greece. University of Athens, vol 91, No 3, março.
- FREITAS, A. ROSA, E. J. FARIA e SOUZA, 1998. Icléo. 4ª ed. São Paulo: Artes Médicas.
- FREITAS A, Rosa E. J. Souza F. I. 2004. *Radiologia Odontológica*. 6ª Ed. São Paulo, Editora Artes Médicas, 833p.
- GELSKEY, D.E. Backer, C.G. 1984. *The Alara Concept : Population Exposures From X Rays In Dentistry – As Low As Reasonably Achievable?* Journal Canad. Dent. Assn. N.5, P.402-403.
- GILDA JE, MAILLIE HD., 1992. *Dosimetry of absorbed radiation in radiographic cephalometry*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol;73:639-643.
- BRASIL GOVERNO DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO. 1991. *Norma Técnica que Regulamenta a Instalação Física a Operacional de Equipamentos de Radiologia Odontológica nos Aspectos Relativos à Proteção Radiológica*. Decreto Nº 16.386, de 05 de março de 1991.

HARDING, L. K. *Radiation Protection Legislation.*, Feb. 1998. European Journal Of Nuclear Medicine, V.25, N.2, P.187-191.

HORNER, K., nov. 1994. Review article : *Radiation protection in dental radiology.* The British Journal of Radiology. v.67, n.803, p.1041-1049.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS.
Radiation Quantities and Units, 1980. ICRU Report 33. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS.
Quality Factor in Radiation Protection, 1986. ICRU Report 40. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS.
Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry, 1993. ICRU Report 51. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS.
Patient Dosimery for R rays Used in Medical Imaging, 2006. ICRU Report 74.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. (ICRP26)
1966. Recommendations on the ICRP, Oxford, Pergamon.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. (ICRP 60),
1990. *Recommendations Of The International Commission On Radiological Protection*, ICRP Publications 60, Pergamon Press, Oxford,1990.

- INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION., 1991. *Thermoluminescence Dosimetry Systems for Personal and Environmental Monitoring*. IEC 1066, First Edition.
- KAPA, SF.; TYNDALL, DA.; OUELLETTE, TE., May.1990. *The Application Of Added Bean Filtration To Intra-Oral Radiography*. *Dentomaxillofacial Radiology.*, V.19, P.67-74.
- KHOURY, J.J.; ANDRADE, F.R.; LOPES, F.J., 1992. *Avaliação da exposição na pele do paciente e das dimensões do campo de radiação em radiografias dentais*. I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, Recife, Brasil.
- KLEIN BEK, KLEIN R, LINTON KLP, FRANKE T., 1993. *Diagnostic X-ray exposure and lens opacities: The beaver dam eye study*. *American Journal of Public Health*; 83:588-590.
- KNOLL, Glenn F., 2000. *Radiation Detection and Measurements*. John Willey e Sons, 3ª ed., Nova York, USA.
- LECOMBER, A. R. 1996. *Organ absorbed doses in intraoral dental radiography*. *British Journal of Radiology*. Vol. 66, Issue 791. Pages 1035-1041.
- MARQUES Jr., A.; FONTOURA, H.E.S.; SOUTO, S.L.L., 1991. *Avaliação das Barreiras À Radiação X.*, V.39, N.4, p.273-275, Jul./Ago.
- MAURICIO, C.L.P., 2001. *Termoluminescência e dosimetria termoluminescente: aplicação e monitoração individual*. Apostila de Curso, IRD/CNEN, RJ/Brasil.
- MCKINLING, A. F., 1981. *Thermoluminescence Dosimetry Medical Physics Handbook 5*. Adam Hilger, Bristoe, UK.

- MELO, M.F.B. et al, 1985. *Condições de Utilização dos Aparelhos de Raios X e Medidas de Prevenção das Radiações X, por Cirurgiões-Dentistas na Cidade de São Paulo*. Rev Fac Odontol São Paulo, São Paulo, V. 23, Nº 2, P. 89-105, Jul./Dez.
- MENZEL, H.G. and FEINENDEGEN, L.E., 1995 *Dosimetry for Radiation Protection*. ICRU News X-Ray Centenary Issue: 20-22. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.
- BRASIL - MINISTÉRIO da SAÚDE 1998, Diário Oficial da União nº 100, Portaria 453. *Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*. Brasília – DF Brasil.
- MOTA, H. C., ARAÚJO, A. M. C., PEIXOTO, J. E., et al., 1994. *Proteção Radiológica e Controle de Qualidade em Radiologia Dentária*. Rio de Janeiro. IRD/CNEN.
- NIXON, P.P et al., 1995. *Na audit of film reject and repeat rates in a department of dental radiology*. The British Journal of Radiology. n.68, p.1304-1307.
- OLIVEIRA, S. V.; MOTA, H.C., 1994. *Fundamentos de Radioproteção*. Curso Básico de Licenciamento e Fiscalização em Radiologia Médica e Odontológica. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. IRD/CNEN. Rio de Janeiro, 109p Brasil.
- PASLER, F. A. & VISSER, H., 2001. *Radiologia Odontológica – Procedimentos ilustrados*. 2ª edição. ArTmed editora. Porto Alegre, Brasil.
- PEIXOTO, J. E.; CAMPOS, M. C.; CHAVES, R. A., Mai 1990. *Database For The National Radiation Controle Programme In Radical And Dental Radiography*. (Apresentado No Simpósio Internacional Sobre Infraestrutura Da Radiação – Aiea), Munich.

- PETRIKOWSKI, C.G. *et al.*, 1998. *Intraobserver variability in pediatric radiographic quality assessment*. Canadian Dental Association, v.64, n.1, p.36-41, jan.
- ROSA, L., REGULA, D., FILL, U., 1999. *Precision for low dose assessment using TLD-100 chips and computerised glow curve analysis*, Radiation Protection Dosimetry, v.85, n° 1-4, pp.175-178, U.K.
- ROSA, L. A. R., 2000. *Dosimetria Termoluminescente Aplicada à Física Médica*. Departamento de Física Médica, IRD. RJ, Brasil.
- SIKORSKI, P.; TAYLOR, K. W. 1984. *The effectiveness of the thyroid shield in dental radiology*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 58: 225-36.
- SILVA, E. T. 1999. *Avaliação de Dose em Radiodiagnóstico Pediátrico*. Tese de mestrado. UFRJ – Rio de Janeiro. Brasil.
- SPYRIDES, K. S. 2002. *Avaliação do Controle de Qualidade e Proteção Radiológica em Odontologia. na cidade do Rio de Janeiro. Tese de Doutorado. USP, Piracicaba - São Paulo*.
- SVENSON, B. *et al.* 1994. *Image Quality of Intraoral Radiographs used by General Practitioners in Prosthodontic Treatment Planning*. Dentomaxillofac Radiol.23: 46-8.
- TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A; DI PRINZIO, R. & DI PRINZIO, A. R, 2001. *Radioproteção e Dosimetria Fundamentos*. Instituto de Radioproteção e Dosimetria - CNEN, Rio de Janeiro.
- VAN DER STELT, P. F., 1997. *Radiation Protection And Quality Assurance In Dental Radiography*. Ver. Belge Med. Dent. V. 51, N.2, P. 111-122.

- VELDERS, X.L., VAN AKEN, J., VAN DER STELT, P. F., 1991. *Absorbed Dose To Organs In The Head And Neck From Bitewing Radiography*. Dentomaxilofacial Radiology.
- VIEGAS, Cláudio C. B., 2003. *Dosimetria In Vivo usando Detectores Semicondutores e Termoluminescentes Aplicado a Tratamento de Câncer de Cabeça e Pescoço*. Tese de Mestrado. UFRJ. Rio de Janeiro. RJ. Brasil.
- WHAITES, Eric., 2003. *Princípios de Radiologia Odontológica*. 3ª ed. ArTmed Editora. Porto Alegre – Brasil.
- WHITE, S. C., 1992. *Assessment Of Radiation Risk From Dental Radiography*. Dental Radiology, 21: 118-126.
- WOOD RE, Bristow Rg, CLARK GM, Nussbaum C, TAYLOR Kw., 2000. *Department Of Radiology. Facility Of Dentistry*. University Of Stellenbosch, Capetown, South Africa.
- YACOVENCO, A. *et al.*, 1997. *Radiología Diagnóstica y Programa de Garantía de Calidad: Evaluación Crítica*. Revista Brasileira de Engenharia, v.13, n.3, p.69 - 80, jul, Brasil.

ANEXO 1

QUESTIONÁRIO

DATA: __/__/_____.

LOCAL: _____

PACIENTE: _____

DADOS DO EXAME

DENTISTA/TÉCNICO: _____ **CURSO ?** _____

SEXO: M () F ()

IDADE: 10 a 25 ANOS () 26 a 40 ANOS () ACIMA DE 41 ANOS ()

POSICIONADOR: () SIM () NÃO

USA PROTEÇÃO: () SIM () NÃO **TIREÓIDE:** () SIM () NÃO

DADOS DO APARELHO:

MARCA (MODELO): _____

LOCALIZADOR DO APARELHO: CILINDRO () CONE ()

TEMPO DE EXPOSIÇÃO DO EXAME: _____

DOSÍMETROS UTILIZADOS NO EXAME:

DOSE DE ENTRADA NA PELE: _____

OLHO DIREITO: _____

OLHO ESQUERDO: _____

TIREÓIDE: _____

ANEXO 2 – Portaria 453 (SVS-MS)

CAPÍTULO 5

REQUISITOS ESPECÍFICOS PARA RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA.

5.1 Em adição aos requisitos gerais aplicáveis, dispostos nos Capítulos 1, 2 e 3, os estabelecimentos que empregam os raios X em odontologia devem obedecer às exigências definidas neste capítulo

DOS AMBIENTES

5.2 O equipamento de radiografia intra-oral deve ser instalado em ambiente (consultório ou sala) com dimensões suficientes para permitir à equipe manter-se à distância de, pelo menos, 2 m do cabeçote e do paciente.

5.3 O equipamento de radiografia extra-oral deve ser instalado em sala específica, atendendo aos mesmos requisitos do radiodiagnóstico médico.

5.4 As salas equipadas com aparelhos de raios-x devem dispor de:

a) Sinalização visível nas portas de acesso, contendo o símbolo internacional da radiação ionizante acompanhado da inscrição: "raios-x, entrada restrita" ou "raios-x, entrada proibida a pessoas não autorizadas";

b) Quadro com as seguintes orientações de proteção radiológica, em lugar visível:

(i) "paciente, exija e use corretamente vestimenta plumbífera para sua proteção durante exame radiográfico";

(ii) "não é permitida a permanência de acompanhantes na sala durante o exame radiológico, salvo quando estritamente necessário";

(iii) "acompanhante, quando houver necessidade de contenção de paciente, exija e use corretamente vestimenta plumbífera para sua proteção durante exame radiológico".

5.5 Para cada equipamento de raios-x deve haver uma vestimenta plumbífera que garanta a proteção do tronco dos pacientes, incluindo tireóide e gônadas, com pelo menos o equivalente a 0,25 mm de chumbo.

5.6 O serviço deve possuir instalações adequadas para revelação dos filmes.

a) A câmara escura deve ser construída de modo a prevenir a formação de véu nos filmes; deve ser equipada com lanterna de segurança apropriada ao tipo de filme e possuir um sistema de exaustão adequado.

b) Para radiografias intra-orais, pode ser permitida a utilização de câmaras portáteis de revelação manual, desde que confeccionadas com material opaco.

c) Para revelação manual, deve estar disponível no local um cronômetro, um termômetro e uma tabela de revelação para garantir o processamento nas condições especificadas pelo fabricante.

DOS EQUIPAMENTOS

5.7 Em adição às características gerais aplicáveis, todo equipamento de raios-x para uso odontológico deve atender aos seguintes requisitos:

a) Tensão:

(i) em radiografias intra-orais a tensão no tubo de raios-x deve ser maior ou igual a 50 kVp, preferencialmente maior que 60 kVp;

(ii) equipamentos para radiografias extra-orais não devem possuir tensão inferior a 60 kVp.

b) Filtração total:

(i) equipamentos com tensão de tubo inferior ou igual a 70 kVp devem possuir uma filtração total permanente não inferior ao equivalente a 1,5 mm de alumínio;

(ii) equipamentos com tensão de tubo superior a 70 kVp devem possuir uma filtração total permanente não inferior ao equivalente a 2,5 mm de alumínio.

c) Radiação de fuga:

(i) em radiografias intra-orais, o cabeçote deve estar adequadamente blindado de modo a garantir um nível mínimo de radiação de fuga, limitada a uma taxa de kerma no ar máxima de 0,25 mGy/h a 1 m do ponto focal, quando operado em condições de ensaio de fuga;

(ii) para outros equipamentos emissores de raios-x, os requisitos para radiação de fuga são os mesmos estabelecidos para radiodiagnóstico médico.

d) Colimação:

(i) todo equipamento de raios-x deve possuir um sistema de colimação para limitar o campo de raios-x ao mínimo necessário para cobrir a área em exame;

(ii) para radiografias intra-orais o diâmetro do campo não deve ser superior a 6 cm na extremidade de saída do localizador. Valores entre 4 e 5 cm são permitidas apenas quando houver um sistema de alinhamento e posicionamento do filme;

(iii) em radiografias extra-orais é obrigatório o uso de colimadores retangulares.

e) Distância foco-pele:

(i) equipamentos para radiografias intra-orais devem possuir um localizador de extremidade de saída aberta para posicionar o feixe e limitar a distância foco-pele;

(ii) o localizador deve ser tal que a distância foco-pele seja de, no mínimo, 18 cm para tensão de tubo menor ou igual a 60 kVp, no mínimo de 20 cm para tensão entre 60 e 70 kVp (inclusive) e, no mínimo, 24 cm para tensão maior que 70 kVp;

(iii) o localizador e o diafragma/colimador devem ser construídos de modo que o feixe primário não interaja com a extremidade de saída do localizador.

f) Duração da exposição:

(i) a duração da exposição pode ser indicada em termos de tempo ou em número de pulsos;

(ii) o sistema de controle da duração da exposição deve ser do tipo eletrônico e não deve permitir exposição com duração superior a 5 s;

(iii) deve haver um sistema para garantir que raios-x não sejam emitidos quando o indicador de tempo de exposição se encontrar na posição "zero" e o disparador for pressionado.

g) O botão disparador deve ser instalado em uma cabine de proteção ou disposto de tal forma que o operador que o maneje possa ficar a uma distância de, pelo menos, 2 m do tubo e do paciente durante a exposição.

h) O sistema de suporte do cabeçote deve ser tal que o mesmo permaneça estável durante a exposição.

PROCEDIMENTOS DE TRABALHO

5.8 A fim de reduzir a dose no paciente, devem ser adotados os seguintes procedimentos:

a) Exames radiográficos somente devem ser realizados quando, após exame clínico e cuidadosa consideração das necessidades de saúde geral e dentária do paciente, sejam julgados necessários. Deve-se averiguar a existência de exames radiográficos anteriores que tornem desnecessário um novo exame.

b) O tempo de exposição deve ser o menor possível, consistente com a obtenção de imagem de boa qualidade. Isto inclui o uso de receptor de imagem mais sensível que possa fornecer o nível de contraste e detalhe necessários. No caso de radiografias extra-orais, deve-se utilizar uma combinação de filme e tela intensificadora com o mesmo critério.

- c) A repetição de exames deve ser evitada por meio do uso da técnica correta de exposição e de um processamento confiável e consistente.
- d) Para radiografias intra-orais deve-se utilizar, preferencialmente:
 - (i) a técnica do paralelismo com localizadores longos;
 - (ii) dispositivos de alinhamento (posicionadores);
 - (iii) prendedores de filme e de "bite-wing" de modo a evitar que o paciente tenha que segurar o filme.
- e) A extremidade do localizador deve ser colocada o mais próximo possível da pele do paciente para garantir tamanho de campo mínimo.
- f) Em radiografias extra-orais deve-se utilizar tamanho de campo menor ou igual ao tamanho do filme.
- g) O operador deve observar e ouvir o paciente durante as exposições.
- h) É proibido o uso de sistema de acionamento de disparo com retardo.
- i) Uso de vestimenta de proteção individual de modo a proteger a tireóide o tronco e as gônadas dos pacientes durante as exposições. Os aventais plumbíferos devem ser acondicionados de forma a preservar sua integridade, sobre superfície horizontal ou em suporte apropriado.

5.9 Proteção do operador e equipe

- a) Equipamentos panorâmicos ou cefalométricos devem ser operados dentro de uma cabine ou biombo fixo de proteção com visor apropriado ou sistema de televisão.
 - (i) o visor deve ter, pelo menos, a mesma atenuação calculada para a cabine.
 - (ii) a cabine deve estar posicionada de modo que, durante as exposições, nenhum indivíduo possa entrar na sala sem o conhecimento do operador;
- b) Em exames intra-orais em consultórios, o operador deve manter-se a uma distância de, pelo menos, 2 metros do tubo e do paciente durante as exposições. Se a carga de trabalho for superior a 30 mAmin por semana, o operador deve manter-se atrás de uma barreira protetora com uma espessura de, pelo menos, 0,5 mm equivalentes ao chumbo,
- c) O operador ou qualquer membro da equipe não deve colocar-se na direção do feixe primário, nem segurar o cabeçote ou o localizador durante as exposições.
- d) Nenhum elemento da equipe deve segurar o filme durante a exposição.

5.10 Somente o operador e o paciente podem permanecer na sala de exame durante as exposições.

a) Caso seja necessária a presença de indivíduos para assistirem uma criança ou um paciente debilitado, elas devem fazer uso de avental plumbífero com, pelo menos, o equivalente a 0,25 mm Pb e evitar localizar-se na direção do feixe primário.

b) Nenhum indivíduo deve realizar regularmente esta atividade.

5.11 Proteção do público

a) O titular deve demonstrar através de levantamento radiométrico que os níveis de radiação produzidos atendem aos requisitos de restrição de dose estabelecidos neste Regulamento.

b) O acesso à sala onde exista aparelho de raios-x deve ser limitado durante os exames radiológicos.

c) Uma sala de raios-x não deve ser utilizada simultaneamente para mais que um exame radiológico.

5.12 No processamento do filme:

a) Devem ser seguidas as recomendações do fabricante com respeito à concentração da solução, temperatura e tempo de revelação.

(i) deve ser afixada na parede da câmara uma tabela de tempo e temperatura de revelação;

(ii) deve-se medir a temperatura do revelador antes da revelação.

b) As soluções devem ser regeneradas ou trocadas quando necessário, de acordo com as instruções do fabricante.

c) Não devem ser utilizados filmes ou soluções de processamento com prazo de validade expirado.

d) Não deve ser realizada qualquer inspeção visual do filme durante os processamentos manuais.

e) A câmara escura e as cubas de revelação devem ser mantidas limpas.

5.13 Os filmes devem ser armazenados em local protegido do calor, umidade, radiação e vapores químicos.

CONTROLE DE QUALIDADE

5.14 O controle de qualidade, previsto no programa de garantia de qualidade, deve incluir o seguinte conjunto mínimo de testes de constância, com frequência mínima de dois anos:

- a) Camada semi-redutora;
- b) Tensão de pico;
- c) Tamanho de campo;
- d) Reprodutibilidade do tempo de exposição ou reprodutibilidade da taxa de kerma no ar;
- e) Linearidade da taxa de kerma no ar com o tempo de exposição;
- f) Dose de entrada na pele do paciente;
- g) Padrão de imagem radiográfica;
- h) Integridade das vestimentas de proteção individual

5.15 Padrões de desempenho

a) Os níveis de radiação de fuga são definidos a 1 m do foco, fora do feixe primário, pelo valor médio sobre áreas de medição de 100 cm², com dimensão linear que não exceda 20 cm.

b) O valor da camada semi-redutora do feixe útil não deve ser menor que o valor mostrado na Tabela II para tensão de tubo máxima de operação, de modo a demonstrar conformidade com os requisitos de filtração mínima. Valores intermediários podem ser obtidos por interpolação.

c) A tensão medida no tubo não deve ser inferior a 50 kVp, com uma tolerância de - 3 kV.

d) O seletor de tempo de exposição deve garantir exposições reprodutíveis de modo que o desvio (diferença entre duas medidas de tempo de exposição) máximo seja menor ou igual a 10% do valor médio, para quatro medidas. Alternativamente, para um dado tempo de exposição, a taxa de kerma no ar deve ser reprodutível em 10%.

e) A taxa de kerma no ar deve ser linear com o tempo de exposição. O desvio (diferença entre duas medidas) máximo não deve ultrapassar $\pm 20\%$ do valor médio, para os tempos comumente utilizados.

f) As doses na entrada na pele dos pacientes em radiografia intra-oral devem ser inferiores ao nível de referência de radiodiagnóstico apresentados no Anexo A.

Tabela II. Valores mínimos de camadas semi-redutoras em função da tensão de tubo máxima de operação

kVp	CSR (mm Al)
51	1,2
60	1,3
70	1,5
71	2,1
80	2,3
90	2,5