

ARIEL CÉSAR MEZADRI

**VERIFICAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE USO E
FUNCIONAMENTO DOS APARELHOS DE RAIOS X
ODONTOLÓGICOS, NA CIDADE DE ITAJAÍ,
SANTA CATARINA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba, da Universidade Estadual de
Campinas, para obtenção do título de Mestre em
Radiologia Odontológica

**Piracicaba
2000**

**UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE**

200107146

ARIEL CÉSAR MEZADRI

**VERIFICAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE USO E
FUNCIONAMENTO DOS APARELHOS DE RAIOS X
ODONTOLÓGICOS, NA CIDADE DE ITAJAÍ,
SANTA CATARINA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Radiologia Odontológica

Orientador: Prof. Dr. Frab Norberto Boscolo

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Thomaz Ghilardi Netto
Prof. Dr. Frab Norberto Boscolo
Prof. Dr. Francisco Haiter Neto

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG, 07/10/2001
[Assinatura]
Assinatura do Orientador

**Piracicaba
2000**

UNIDADE U.C.
 N.º CHAMADA:
 E/UNICAMP
 M579v
 V. Ex.
 TOMBO BC/ 44349
 PROC. 16-392102
 C D
 PREC. R\$ 11,00
 DATA 10/05/01
 N.º CPD

CM-00155171-B

Ficha Catalográfica

M579v Mezadri, Ariel César.
 Verificação das condições de uso e funcionamento dos aparelhos de raios x odontológicos, na cidade de Itajaí, Santa Catarina. / Ariel César Mezadri. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2000.
 xvi, 121p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Frab Norberto Boscolo.
 Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Raio X. 2. Ionização. 3. Controle de qualidade. 4. Dosímetros - Radiação. I. Boscolo, Frab Norberto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
 - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 05 de Dezembro de 2000, considerou o candidato ARIEL CÉSAR MEZADRI aprovado.

1. Prof. Dr. FRAB NORBERTO BOSCOLO _____

2. Prof. Dr. THOMAZ GHILHARDI NETTO _____

3. Prof. Dr. FRANCISCO HAITER NETO _____

Dedico este trabalho a minha esposa Inedina, pela compreensão e apoio nos momentos difíceis. Aos nossos filhos, especialmente à Tatiana, pela ajuda prestimosa.

AGRADECIMENTOS

- A *Deus*, pela saúde e bençãos recebidas em minha caminhada.
- Aos meus pais *José e Clementina*, por minha criação e educação, orientando meus passos nas horas incertas, com exemplos de sabedoria.
- Ao meu irmão *Telmo Mezadri*, que sempre me incentivou a seguir adiante nos momentos de indecisão e dúvida, mostrando o seu carinho fraterno e espírito de luta, compartilhando as vitórias.
- Ao *Prof. Dr. Frab Norberto Boscolo*, pela orientação valiosa a minha pesquisa, sempre com grande incentivo ao estudo.
- À *Faculdade de Odontologia de Piracicaba*, nas pessoas do Diretor *Prof. Dr. Antônio Wilsom Sallum* e do Diretor associado *Prof. Dr. Frab Norberto Boscolo*, pela acolhida, atenção e amizade fraterna.

- À *Profa. Dra. Solange Maria de Almeida*, pela coordenação do Programa de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica.
- Ao *Curso de Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade do Vale do Itajaí (UNIVALI)* pela oportunidade de cursar o mestrado, apresentando alternativas.
- Ao *Prof. Dr. Thomaz Ghilardi Netto*, pela atenção que me dispensou, doando um pouco de sua sabedoria e conhecimento.
- Aos amigos: *Márcio Donizeti Daniel, Marcelo Schroeder e Christian Gonçalves*, pela ajuda que dispensaram quando mais precisei de compreensão, apoio e amizade.

**“Nenhuma grande vitória é possível
sem que tenha sido precedida de
pequenas vitórias sobre nós mesmos.”**

L. M. LEONOV

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| LISTA DE ABREVIATURAS | 01 |
| RESUMO | 03 |
| ABSTRACT | 05 |
| 1 INTRODUÇÃO | 07 |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA..... | 11 |
| 3 PROPOSIÇÃO | 39 |
| 4 MATERIAL E MÉTODOS..... | 41 |
| 4.1 Tensão Nominal da Rede de Energia Elétrica Comercial..... | 41 |
| 4.2 Reprodutibilidade do Tempo de Exposição | 42 |
| 4.3 Exatidão do Tempo de Exposição | 45 |
| 4.4 Tensão de Pico | 46 |
| 4.5 Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar | 51 |
| 4.6 Linearidade da Taxa de Kerma no Ar com o Tempo de Exposição | 53 |
| 4.7 Medição do Diâmetro e Alinhamento de Campo | 56 |
| 4.8 Determinação do Tempo de Exposição com Escala de Densidade..... | 58 |
| 4.9 Determinação do Tipo e Comprimento do Localizador (distância foco-pele)..... | 60 |
| 4.10 Padrão de Imagem Radiográfica | 60 |
| 5 RESULTADOS | 63 |
| 5.1 Tensão Nominal da Rede de Energia Elétrica Comercial..... | 64 |
| 5.2 Reprodutibilidade do Tempo de Exposição | 64 |

| | |
|--|------------|
| 5.3 Exatidão do Tempo de Exposição | 65 |
| 5.4 Tensão de Pico | 70 |
| 5.5 Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar | 73 |
| 5.6 Linearidade da Taxa de Kerma no Ar com o Tempo de Exposição | 74 |
| 5.7 Medição do Diâmetro e Alinhamento de Campo | 75 |
| 5.8 Determinação do Tempo de Exposição com Escala de Densidade | 76 |
| 5.9 Determinação do Tipo e Comprimento do Localizador (distância foco-pele) | 77 |
| 5.10 Padrão de Imagem Radiográfica | 79 |
| 6 DISCUSSÃO | 81 |
| 6.1 Tensão Nominal da Rede de Energia Elétrica Comercial | 83 |
| 6.2 Reprodutibilidade do Tempo de Exposição | 85 |
| 6.3 Exatidão do Tempo de Exposição | 86 |
| 6.4 Tensão de Pico | 90 |
| 6.5 Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar | 95 |
| 6.6 Linearidade da Taxa de Kerma no Ar com o Tempo de Exposição | 96 |
| 6.7 Medição do Diâmetro e Alinhamento de Campo | 97 |
| 6.8 Determinação do Tempo de Exposição com Escala de Densidade | 100 |
| 6.9 Determinação do Tipo e Comprimento do Localizador (distância foco-pele) | 101 |
| 6.10 Padrão de Imagem Radiográfica | 103 |
| 7 CONCLUSÃO | 107 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 111 |

LISTA DE ABREVIATURAS

| | | |
|-------------|---|-----------------------------|
| kV | - | Quilovolt |
| kVp | - | Quilovolt pico |
| mA | - | Miliampere |
| mAs | - | Miliampere - segundo |
| mR | - | Miliroentgen |
| mGy | - | Miligray |
| mrad | - | Milirad |
| DO | - | Densidade óptica |
| rpm | - | Rotação por minuto |
| V | - | Volt |
| ms | - | Milésimos de segundo |
| cm | - | Centímetro |
| mm | - | Milímetro |

RESUMO

Este foi um estudo realizado sobre as condições de uso e funcionamento em 70 aparelhos de raios X odontológicos, na cidade de Itajaí, Santa Catarina, com o objetivo de verificar se os profissionais estavam trabalhando dentro das normas preconizadas para o uso, e se os aparelhos estavam funcionando dentro dos padrões aceitáveis, fundamentado na Portaria nº 453, de 1º de junho de 1998, da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde. Foram analisados: tensão nominal da rede elétrica, reprodutibilidade e exatidão do tempo de exposição, tensão de pico, reprodutibilidade da taxa de Kerma no ar, linearidade da taxa de Kerma com o tempo de exposição, diâmetro e alinhamento de campo de radiação, determinação do tempo de exposição com escala de densidade, tipo e comprimento do localizador e padrão de imagem radiográfica. Os resultados obtidos indicaram que a quilovoltagem efetiva, no geral, foi menor que a nominal. Um percentual de 45,7% dos aparelhos - precisavam correção imediata do tamanho de campo do feixe útil de radiação e 47,1% de alinhamento. Cerca de 14,3% dos pesquisados

estavam utilizando localizadores do tipo cônico fechado. Dos profissionais, 78,6% não estavam seguindo corretamente as regras que norteiam o processamento de filmes radiográficos. Finalmente, concluiu-se que os aparelhos de raios X avaliados não estavam funcionando dentro dos padrões aceitáveis, e os profissionais não estavam trabalhando adequadamente dentro das normas preconizadas para o seu uso.

ABSTRACT

This work was a study accomplished on the use conditions and operation in 70 apparels of odontological X rays, in the city of Itajaí, Santa Catarina, with the objective of verifying if the professionals were using the recommended norms of handling and if the apparels were working inside of the acceptable patterns, being based in the judicial directive no. 453, of June 1, 1998, of the Clerkship of Sanitary Surveillance of the Ministry of the Health. They were analyzed: nominal tension of the electric net, reproducibility of the rate of Kerma in the air, linearity of the rate of Kerma with the time of exhibition, diameter and alignment of radiation field, determination of the time of exhibition with density scale, type and length of the finder and pattern of radiography image. The obtained results indicated that the effective kilovolt, in general, was smaller than to nominal. A percentile of 45,7% of the apparels needed immediate correction of the size of field of the useful bunch of radiation and 47,1% of alignment. About 14,3% of those researched were using finders of the shut conical type. Among professionals, 78,6% were not following correctly the rules of

processing radiography. Finally, it was concluded that the apparatuses of X rays were not working according to the acceptable patterns, and the professionals were not working appropriately inside the norms for X ray's use.

1 INTRODUÇÃO

As áreas de pesquisa, indústria e saúde se beneficiaram grandemente com o advento dos raios X. Especificamente, a área da saúde vislumbrou novas perspectivas, principalmente, na elaboração do diagnóstico, visto que, pela primeira vez, experimentou-se a possibilidade de observar o organismo, por dentro, sem a necessidade do tradicional método cirúrgico.

É importante ressaltar que a Odontologia se beneficiou de imediato desta nova forma de energia, pois, segundo FREITAS¹⁷ et al. (1998), em apenas 14 dias, após a descoberta dos raios X, foi realizada a primeira radiografia dentária. A radiografia é hoje um método bem estabelecido na Odontologia, impondo, sem dúvida, um progresso importante e extremamente fundamental.

Sobre esta nova forma de energia, inicialmente, perceberam-se as propriedades, a natureza, a importância e até os benefícios oriundos dela. Porém, a conscientização de sua ação deletéria começou a merecer uma atenção mais específica, um ano após a sua descoberta. De acordo com ROSENTHAL⁴⁹ (1995), é oportuno lembrar

que, em maio de 1896, Thomas Alva Edison foi um dos primeiros a observar o perigo dos raios X, em seu artigo no “Century Magazine”. Como resultado de tais fatos, a preocupação com o potencial de risco das exposições aos raios X foi alvo de muita atenção, especialmente nos últimos anos.

Com a finalidade de minimizar esses possíveis efeitos nocivos, adviram normas nacionais e internacionais de radioproteção (STEPHENS⁵¹ et al., 1985; GOREN²³ et al., 1989; JONES & WOODS³¹, 1992) que por meio de leis, regulamentos e diretrizes têm indicado a necessidade de programas de garantia de qualidade.

Do mesmo modo, no Brasil, a radioproteção passou a ser discutida com maior importância. Deixou de ser assunto somente das pessoas envolvidas diretamente, para ganhar enfoque político-social. FEIJÓ¹⁵ (1995), em discurso pronunciado na Câmara Federal, afirmou que:

“a radiologia dentária implica um sério perigo para a população, se não adotadas as medidas de proteção indicadas, ou seja, se ações simples de radioproteção e de controle de qualidade de equipamentos e insumos fossem executados.”

O controle de qualidade pode ser definida como um teste ou uma série de testes executados, para determinar se o aparelho de raios X e os procedimentos, como o processamento de filmes radiográficos, estão funcionando corretamente.

Contemplando esta problemática, este estudo foi realizado sobre as condições de uso e funcionamento dos aparelhos de raios X odontológicos, com o objetivo de verificar se os profissionais estavam trabalhando dentro das normas preconizadas para o uso dos raios X e se os aparelhos estavam funcionando dentro dos padrões aceitáveis, preconizados pela Portaria nº 453, de 1º de junho de 1998, da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde (Portaria SVS - 453^o, 1998), o que acarretaria uma melhor qualidade da imagem com um mínimo de exposição de radiação no paciente.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Com o objetivo principal de mostrar o que já foi feito sobre o assunto e comparar com o trabalho, consultada a literatura ao alcance, selecionou-se neste item, aqueles trabalhos com maior especificidade do assunto proposto nesta pesquisa.

Segundo GOULD & GRATT²⁵ (1982), a exposição dos pacientes à radiação desnecessária é um fato bem documentado e resulta de deficiências, não só dos equipamentos, mas, com maior freqüência, do processamento de filmes. Estas deficiências, dizem os autores, resultam de vários fatores, dentre os quais, a falta de conhecimento. Acreditam que grande parte de exposição desnecessária aos pacientes pode ser evitada com um simples programa de controle de qualidade.

Em 1983, PREECE & JENSEN⁴⁷, estudando 35 aparelhos de raios X odontológicos, constataram que a quilovoltagem pico efetiva variou de 62 a 77 kVp, enquanto que eles deveriam operar com 70

kVp. Somente 20% dos aparelhos testados possuíam uma quilovoltagem pico efetiva, correspondente à indicada no próprio aparelho, e 63% dos aparelhos testados estavam dentro do percentual de cinco por cento da kVp designada.

Concluíram, ainda, que a exposição necessária para produzir uma radiografia com densidade específica depende muito das características dos aparelhos de raios X usados.

De acordo com GOSS²⁴ (1985), sobre um trabalho no qual estudou 420 aparelhos de raios X odontológicos (no Canadá), relatou que 10,5% apresentavam problemas de funcionamento, afetando a proteção do paciente à exposição, sendo o mais prevalente a inexatidão e/ou inconsistência do cronômetro de tempo de exposição mecânico.

Concluiu que as unidades de raios X, em operação até 70 kVp ou menos, resultam em maior dose de entrada na pele do paciente, do que aquelas operando com mais de 70 kVp, recomendando, devido a isto, a substituição dos aparelhos com menos de 70 kVp, por outros com quilovoltagem maior que 70 kVp. Outro

dado encontrado foi que 68% dos aparelhos de raios X pesquisados estavam operando com 70 kVp ou mais.

Ao final do trabalho, outra recomendação foi que os programas de garantia de qualidade devem incluir a manutenção de rotina dos equipamentos de raios X, como meio de prevenção.

KAUGARS³³ et al. (1985) relataram que 18,3% dos dentistas de Virgínia e da Flórida possuíam aparelhos de raios X com localizador do tipo cônico fechado. Observaram também que, apesar de restrição legal sobre o uso dos cones fechados, esta prática não diminuiu muito rapidamente, visto que, em 1971, eram 66,6% e 1981, cerca de 33,8%.

MELO³⁶ et al. (1985) realizaram uma pesquisa para verificar as condições de uso dos aparelhos de raios X e os meios utilizados pelas normas de proteção e higiene em Radiologia. O método utilizado foi um questionário aplicado aos cirurgiões-dentistas da cidade de São Paulo. A amostra compreendeu 200 profissionais que utilizavam aparelhos de raios X no consultório, sendo que 100 destes estavam

vinculados à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, onde exerciam atividades de docência em diversas áreas, e 100 profissionais, desvinculados daquele órgão.

Após a análise dos dados obtidos, dentre outros, notaram que os marcadores eletrônicos de tempo eram mais utilizados, em comparação com os mecânicos, por todos os profissionais entrevistados, o que foi um ponto bastante positivo.

Com respeito à calibração dos aparelhos de raios X, puderam observar que existia uma proximidade razoável entre o percentual de aparelhos calibrados e os não calibrados. Relataram, ainda, que a necessidade de calibração dos aparelhos de raios X é um procedimento muito importante. Finalmente chegaram as seguintes conclusões:

1. O uso e manutenção dos aparelhos de raios X, pelos entrevistados, não estavam obedecendo “rigorosamente” as normas convencionais;
2. As normas de proteção, com referência aos pacientes, profissionais entrevistados e pessoal auxiliar também não estavam sendo adequadamente empregados.

Segundo WUEHRMANN & MANSON-HING⁵⁹ (1985), para o bom desempenho dos aparelhos de raios X, eles necessitam trabalhar dentro de uma voltagem estabelecida. As oscilações da rede de energia elétrica de alimentação dos equipamentos devem ser controladas.

Foram enfáticos quando afirmam que se aumentar a quilovoltagem em 15 kV o tempo de exposição, deve ser duas vezes menor, e vice-versa. Relatam também que é possível revestir internamente o localizador cilíndrico aberto, com uma lâmina de chumbo, constituindo-se, dessa forma, também em colimador.

FARMAN & HINES¹³ (1986), realizaram uma pesquisa, tendo como tema a garantia de qualidade e segurança sobre radiação em 69 escolas de Odontologia, sendo 58 nos Estados Unidos, 10 no Canadá e uma em Porto Rico, na qual o método utilizado foi um questionário enviado pelo correio. Os autores relataram que 28% dos pesquisados usavam colimador retangular sempre, 30%, algumas vezes e 41% nunca. Os resultados mostraram também, grande variação da kVp nominal, e que a média ficou em torno de 70 kVp. Pelo menos, uma

vez por ano era feita a manutenção, entre outros itens, na precisão do seletor de tempo de exposição, alinhamento do feixe de raios X e no nível de exposição.

Analisando FROMMER & JAIN¹⁸ (1987), observou-se que o primeiro requisito para o uso do filme do grupo E é um cronômetro capaz de produzir pequenas exposições de magnitude entre seis e 36 impulsos (0.1 e 0.6) por segundo. Partindo deste princípio, várias alterações devem ser feitas nos aparelhos de raios X antigos para possibilitar o uso de filmes de alta velocidade. A primeira e mais lógica alteração é a substituição do cronômetro mecânico por um cronômetro eletrônico.

Para PINTO⁴⁴ et al. (1987), o diâmetro do feixe útil de radiação é um dos meios mais eficientes de proteção aos pacientes, porque propicia irradiação de menor quantidade de tecido, pela limitação do feixe de raios X que sai do cabeçote.

Em MONSOUR³⁸ et al., 1988, observou-se que, após uma pesquisa em 1.197 aparelhos de raios X odontológicos, em utilização na Austrália, quase dois-terços (65%) possuíam um potencial de tubo menor que 60 kV. Entre 61 e 70 kV foram encontrados 33,8% e apenas 1,3% maior que 70 kV.

Os autores encontraram também, que somente 60% dos aparelhos pesquisados possuíam seletor de tempo de exposição do tipo eletrônico, e 25% eram regularmente ajustados. A inspeção desses aparelhos pelas autoridades de saúde, foi considerada muito variável.

CAPELOZZA & CASATI ALVARES¹⁰ (1989) realizaram um estudo das condições de radioproteção em 145 consultórios odontológicos, na cidade de Bauru, Estado de São Paulo. O trabalho constituiu-se da visita a cada consultório, nos quais o cirurgião-dentista respondia a um questionário com perguntas direcionadas à proteção do paciente, operador e pessoal auxiliar. Também foi feita uma avaliação das condições de exposição e processamento de filmes radiográficos intra-orais e a obtenção de uma radiografia para

posterior medida do diâmetro do feixe de raios X dos aparelhos utilizados. Dentre outros resultados, encontraram, quanto às marcas, predominância dos aparelhos Dabi (69,65%), e que a maior parte estava dentro de 50 kVp nominal. Não mais do que 51,03% com localizadores cilíndricos. Dos marcadores de tempo encontrados, 13,8% ainda mecânicos e 86,2% eletrônicos, com 4,14% de disparadores automáticos. Em torno de 94,48% dos profissionais utilizavam “caixas” de processamento portáteis. Considerando como valores aceitáveis, aqueles tamanhos de diâmetro do feixe de radiação entre 6,5 a 7,5 cm, 78,62% dos aparelhos encontravam-se fora deste limite. As radiografias expostas (padrão) e processadas nos consultórios foram consideradas satisfatórias 83,4%.

Consultando GARCEZ FILHO¹⁹ et al. (1990), numa pesquisa aplicada a 70 cirurgiões-dentistas que visava, principalmente, saber sobre os meios de proteção e utilização dos aparelhos de raios X, em seus consultórios, na cidade de Aracaju, constataram que 80% dos aparelhos não foram aferidos. Notaram que não existe uma

conscientização, com relação à manutenção dos aparelhos, por falta de informação dos profissionais.

Na pesquisa de KANTOR³² et al. (1990), observou-se que, em uma avaliação dos equipamentos radiográficos, em 300 consultórios dentários nos Estados Unidos, quase todos os aparelhos analisados estavam em boas condições. A maioria dos aparelhos com menos de 20 anos de uso (98 a 99%) possuíam cronômetro de alta velocidade. Porém, nas unidades mais antigas, 89%, não dispunham do referido cronômetro.

Em 1991, BRAGA Jr.⁵ realizou um trabalho em 127 aparelhos de raios X odontológicos, com relação aos fatores tempo de exposição real e quilovoltagem efetiva. Para a determinação da quilovoltagem, utilizou um detector de quilovoltagem odontológico, fabricado pela M.R.A. e também um densitômetro digital fabricado pela mesma empresa. Para avaliação do tempo de exposição real, utilizou um cronômetro de raios X (*timer*), fabricado pela CIDRA-FFCLRP-USP.

Os resultados mostraram uma imprecisão do tempo de exposição de 63,7%.

Quanto à quilovoltagem pesquisada, no geral, os aparelhos mostraram uma quilovoltagem menor que a preconizada, apontando uma variação que ficou entre 40 a 60 kVp, quando a quilovoltagem nominal era de 50 kVp. Entre 42 a 62 kVp, quando era 60 kVp. Os aparelhos com 70 kVp nominal apresentaram uma variação entre 54 e 70 kVp. A pesquisa mostrou ainda que 61,4% dos aparelhos possuíam uma quilovoltagem nominal de 50 kVp.

De acordo com ALTEMEYER¹ (1992), o uso da radiografia dentária com o propósito de diagnóstico e acompanhamento do tratamento é um método universalmente estabelecido. Para a interpretação radiográfica correta, um fator fundamental é a obtenção de uma radiografia de ótima qualidade. Contudo, outro aspecto importante, que deve ser levado em consideração, é que tudo isto deve ser feito com o mínimo possível de exposição do paciente à radiação.

FREITAS¹⁷ (1992) relatou que, para compensar as oscilações da rede elétrica, nos aparelhos de raios X, existe um “autotransformador”, que possui apenas um bobinado, servindo para variar pequenas tensões, estabilizando a corrente alternada de entrada para os transformadores.

GASPARINI²⁰ et al. (1992), em uma análise de erros radiográficos cometidos por alunos da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, no período de 1975 a 1988, relataram que, das 17.078 radiografias consideradas erradas, 5.832 (31,25%) apresentaram apenas erros de processamento, enquanto 11.246 (60,27%) possuíam erros de técnica, podendo também ter ou não erro de processamento.

NAKFOOR & BROOKS⁴⁰ (1992), pesquisaram uma amostra aleatória de 398 dentistas da clínica privada de Michigan, para determinar se eles estavam de acordo com as recomendações da American Dental Association Council, no que diz respeito às técnicas e equipamentos radiográficos. Após um índice de respostas de 67%, constataram que, quanto à quilovoltagem do tubo usada nos

aparelhos, variou entre 50 a 90 kVp. Somente oito por cento dos pesquisados reportaram possuir aparelhos operando até 50 kVp. A maioria estava com 70 kVp (63% dos aparelhos indicados). Naquele trabalho, observaram também, que apenas cinco por cento tinham um aparelho equipado com colimador retangular, 90% com colimador cilíndrico e 18% tinham, pelo menos, um aparelho com localizador do tipo cônico “apontador” (cônico fechado).

Em 1993, HINTZE²⁹, pesquisando um total de 249 equipamentos de raios X, entre cirurgiões-dentistas clínicos gerais, na Dinamarca, relatou que mais de 40% dos dentistas possuíam modernas unidades radiográficas, com capacidade de voltagem entre 60 e 70 kV. Isto significa que aproximadamente três-quartos dos respondentes estavam informados ou conscientes da capacidade (kV e mA) de suas unidades radiográficas. Diz ainda que, a respeito da proteção dos pacientes contra a radiação, aparelhos de raios X com alta quilovoltagem, ou melhor ainda, com voltagem variável, são recomendados.

Para OLIVEIRA & MOTA⁴¹ (1993) uma variação de corrente elétrica pode levar a uma variação da quilovoltagem do tubo, pois o gerador pode não ser capaz de corrigir uma variação de carga. Assim como a idade do tubo, a variação da voltagem de fornecimento de energia elétrica é a causa mais freqüente para a descalibração da quilovoltagem.

COCLETE & CARVALHO¹¹ (1994), expõem que foram testados 32 aparelhos de raios X odontológicos (28 nacionais e 4 importados), na exatidão do tempo de exposição. Para isto, foram feitas quatro exposições, por um mesmo aparelho de raios X, sendo a primeira de 0.2 s, a segunda de 0.5 s, a terceira de 1.0 s e a quarta de 1.5 s, sobre um mesmo filme oclusal, em movimento, usando um toca-discos, diminuindo-se a rotação de seu motor, de 33 para 30 rpm, conseguindo-se, dessa forma, pontos escuros sobre as películas. O número de marcas deixadas no filme processado, dividido por 60, forneceu o tempo, em segundos.

Os resultados obtidos permitiram verificar que 90,6% do total de aparelhos pesquisados mostraram imprecisão do tempo de

exposição nominal. Apenas três aparelhos (e ainda de procedência estrangeira) responderam adequadamente às especificações estabelecidas por seus fabricantes. O trabalho mostrou também, que 6,3% dos marcadores de tempo dos 32 aparelhos verificados, eram do tipo mecânico.

Para GOAZ & WHITE²² (1994), quanto maior o valor da quilovoltagem aplicada no tubo, maior é a energia do feixe de raios X e, conseqüentemente, maior é o seu poder de penetração.

De acordo com HORNER³⁰ (1994), o aumento da quilovoltagem é um autêntico modo de redução da dose, recomendando como “ideal” o uso de aparelhos de raios X com quilovoltagem ao redor de 70 kVp.

MENDES³⁷, no ano de 1994, descreveu um programa de garantia de qualidade e a sua implementação, no setor de Radiologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - FOP - UNICAMP. O método foi baseado na análise de radiografias rejeitadas. Constatou

que além da falha técnica e o mau posicionamento, falhas de equipamentos contribuem na rejeição de radiografias. Diz ainda que o trabalho mostra a importância da atuação conjunta da Física Médica e da Engenharia Clínica, no sentido de controlar o desempenho dos equipamentos, detectar falhas e promover a manutenção preventiva e corretiva. Continua dizendo que desta maneira pode-se garantir a segurança do paciente, a dosagem de radiação e o funcionamento ideal dos equipamentos, havendo um ganho nos custos operacionais e na qualidade do serviço.

MOTA³⁹ et al. (1994) citam que cerca de 85% dos dentistas participantes de uma pesquisa das condições de processamento de filmes radiográficos, realizada no Rio de Janeiro entre 1982 a 1984, sub-revelevam seus filmes, e 46% dos filmes apresentavam velamento elevado. Narram ainda que, se isso ocorre, o dentista repete a exposição e tenta compensar o processamento fraco, ajustando os fatores de exposição. Esse procedimento resultará em doses desnecessárias para o paciente, e a imagem obtida pode não ter qualidade suficiente para um diagnóstico correto. Relatam ainda que,

os tempos de exposição podem ser dados nas chamadas tabelas de exposição. Seu uso fornecerá resultados previsíveis e padronizados.

BRIDGMAN & CAMPBELL⁷ (1995) falam da necessidade de calibração periódica dos aparelhos de raios X, com a finalidade de precisão e segurança. Relataram também que, numa pesquisa na Austrália, encontrou-se 33% de erros, relacionados ao processamento radiográfico. Dizem ainda que estudos nos Estados Unidos da América têm mostrado a prática do aumento desnecessário do tempo de exposição, compensando um curto intervalo de tempo no revelador.

PLATIN & LUDLOW⁴⁵ (1995) recomendam testes anuais nos aparelhos de raios X, com a finalidade de garantir a qualidade e promover a segurança.

REBELLO⁴⁸ et al. (1994/1995) num estudo, por intermédio de entrevista de 32 cirurgiões-dentistas, na cidade de Salvador, Brasil, observaram que, com relação aos dados sobre os aparelhos de raios X, a marca Dabi-Atlante foi predominante (65,6%). Encontraram 25%

dos aparelhos com revisão anual, enquanto que 15,6% nunca tinham sido revisados. Quanto ao tempo de exposição, a maioria fazia uso de 0.5 s (21,8%) e 0.6 s (18,8%). Porém, existia uma significativa parcela que usava de 1.0 s e até 1.2 a 2.0 s de exposição, 15,8% e 6,2% respectivamente. Encontraram também, maior quantidade de câmara escura do tipo portátil (94%), contra o tipo quarto/labirinto com um pequeno percentual de 6%. O localizador do tipo cônico fechado estava presente em 37,5%.

SVENSON⁵² et al., 1996, constataram que, entre 1.293 dentistas da Suécia, usavam localizador cilíndrico aberto com diâmetro de campo de radiação de 6 cm (42%), 5 cm (23,1%) e 4 cm (5,6%). Encontraram, também, 29,2% que usavam colimador retangular com tamanho de campo de um filme de 3 x 4 cm. Ainda, sobre o colimador usado, podemos observar, nesta pesquisa, que a mudança de um localizador cilíndrico aberto com diâmetro de campo de radiação de 6 cm, por um retangular com tamanho de campo correspondente ao tamanho de um filme periapical número dois (3 x 4 cm), reduz a dose de radiação absorvida em aproximadamente 50%. Contudo, usando

um campo de radiação menor, a probabilidade de repetições de radiografias é maior. Para minimizar este problema recomendam o uso de dispositivos de alinhamento.

Para TAVANO⁵⁵ (1996), se aumentarmos a quilovoltagem para 70 kVp ou mais, os raios X formados possuem menor comprimento de onda e maior poder de penetração. O ideal é usarmos a diferença de potencial de 70 kVp porque produz radiografias com contraste médio.

SALES⁵⁰ et al. (1997), com o objetivo de avaliar a segurança no que diz respeito à radiação de fuga, em oito aparelhos de raios X odontológicos, pertencentes à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, constataram após resultados e discussão, que os aparelhos avaliados possuíam vazamento de radiação em sua parte frontal. Concordaram ainda que todos os aparelhos deveriam sair de fábrica com laudo individual de radiação de fuga e que deveria ser avaliado o diâmetro do feixe útil de radiação.

Em ALVARES & TAVANO² (1998), são abordados alguns cuidados que devem ser tomados para a utilização adequada, e com sucesso, da câmara portátil de processamento, dentre os quais, o controle de entrada de luz.

Para BOSCOLO⁴ et al. (1998) o componente mais crítico do controle de qualidade do processamento radiográfico é a monitoração das soluções.

LONGO & GIRARDI³⁴ numa pesquisa em 1998, com o objetivo de avaliar o diâmetro e alinhamento de campo de radiação em 63 aparelhos de raios X periapical, constataram que 30,1% apresentavam o diâmetro do feixe útil acima do limite estabelecido, isto é, superior a 6 cm na extremidade de saída do localizador. Constataram também, que 85,7% do total de aparelhos analisados possuíam desalinhamento do campo de radiação.

PLATIN⁴⁶ et al. (1998), inspecionaram um total de 937 aparelhos de raios X periapical, entre dentistas da Carolina do Norte.

Dentre outros dados encontrados, relataram que os equipamentos de raios X eram checados anualmente por 40,15% dos pesquisados e a cada três anos por 37,42%. O restante (22,43%) usavam outros intervalos de tempo.

O potencial de tubo usado nos aparelhos de raios X dos participantes do estudo variou entre 45 e 100 kVp. Somente 6,8% dos equipamentos estavam operando abaixo de 60 kVp. A grande maioria estava com um potencial de tubo de 70 kVp (57,8%), seguido por 65 kVp (14,10%) e 90 kVp (7,4%). A precisão do cronômetro de tempo de exposição estava dentro dos limites de exatidão (15%) em 88% dos aparelhos testados. A maioria (97,04%) dos aparelhos possuíam um diâmetro do feixe de raios X não maior que 7 cm, com uma pequena percentagem que estava fora dos limites aceitáveis.

SYRIOPOULOS⁵⁴ et al., numa pesquisa em 1998, expedida pelo correio, que continha um pacote especial: um questionário, um filme (X-Omat MA 18 x 22,4 cm, Ready Pack, Kodak-Pathe, Paris, France) com uma escala de alumínio e um filme Ektaspeed Plus (Kodak) exposto, sobre técnicas radiográficas bucais e dose de

radiação entre 550 profissionais da Odontologia da Grécia, selecionados aleatoriamente. Constataram que 51% dos aparelhos de raios X possuíam localizador de forma cônica (fechado). Não encontraram localizador de forma retangular. A quilovoltagem nominal variou entre 45 a 70 kVp. A pesquisa mostra, também, que quando se relaciona o ano de compra dos aparelhos de raios X, o localizador de forma cônica (fechado) tem saído de uso, visto que, na última década (1990 - 95), somente 10% tinham localizador cônico. A média do diâmetro do feixe útil de radiação foi de 6 cm. Um diâmetro maior que 6 cm foi encontrado em 10% das unidades providas com localizador cilíndrico e 34% das unidades com localizador cônico. Quase 20% dos aparelhos tinham o invólucro do tubo defeituoso, um revestimento danificado, deslocamento do colimador dentro do cabeçote, rotação do tubo dentro do alojamento ou localizador danificado. Constataram, ainda, que mais da metade dos pesquisados (52%) usa um tempo de exposição constante para radiografias periapicais, independentemente da velocidade do filme usado, área de interesse ou idade do paciente. Quarenta por cento dos dentistas usam a área de interesse para definir o tempo de exposição. Relataram ainda que na análise do

padrão de qualidade da imagem radiográfica, com relação às condições do processamento radiográfico, 20% das radiografias obtidas foram consideradas de boa qualidade.

SYRIOPOULOS⁵³ et al. (1998) são enfáticos quando afirmam que vários estudos concluíram que a quilovoltagem nominal dos aparelhos de raios X não representa a efetiva.

De acordo com DANIEL¹² (1999), em uma pesquisa correspondente a um total de 932 equipamentos de raios X, instalados em clínicas e consultórios odontológicos, localizados nas cidades de Ribeirão Preto, Presidente Prudente, Bauru e região (São Paulo), propôs a aplicação de um método que visa a redução da exposição recebida pelos pacientes e, conseqüentemente, pelos profissionais envolvidos na rotina de clínicas e consultórios odontológicos. Aplicou o método que se baseia em testes de controle de qualidade, em alguns parâmetros do equipamento de raios X, exigidos pelas Resoluções e Portarias vigentes. De acordo com o objetivo do trabalho, chegou aos seguintes resultados:

- A maioria dos aparelhos eram da marca Dabi;
- Na tensão de pico, dos 932 aparelhos pesquisados, 49,5% estavam operando com uma quilovoltagem nominal de 50 kVp. Somente 0,5% com uma quilovoltagem efetiva abaixo de 47 kVp;
- O tamanho de campo de radiação igual ou menor que 6 cm ficou com 54,5% dos casos;
- Cerca de 98% dos aparelhos não apresentaram variações na reprodutibilidade do tempo de exposição que excedessem o limite de 10%;
- Em todos os aparelhos pesquisados, reprodutibilidade da taxa de Kerma no ar e a linearidade da taxa de Kerma no ar com o tempo de exposição, mantiveram-se dentro dos limites aceitáveis pela legislação vigente;
- Com relação à exatidão do tempo de exposição, 39,5% do total de aparelhos pesquisados, mostraram-se imprecisos, na análise dos tempos 0.5 s, 0.6 s, 0.8 s, 1.0 s.

Analisando PASLER⁴² (1999), encontrou-se que as oscilações de tensão da rede de energia elétrica comercial, nos aparelhos de raios X atuais, já são compensadas automaticamente no limite de $\pm 10\%$.

FARMAN & FARMAN¹⁴ (2000) avaliaram as qualidades de um novo filme do grupo “F”, quanto à sensibilidade (Flow X-ray, West Hampstead, NY, USA), comparando-o com outros três já estabelecidos no mercado, ou seja, um do grupo D, Ultra-Speed (Eastman-Kodak, Rochester NY, USA) e dois do grupo E, Ektaspeed Plus (Kodak) e M2 Comfort (Agfa Gevaert, Morstel, Belgium), e concluíram que a escolha do químico de processamento pode afetar as características radiográficas. O novo filme do grupo “F” reduz a exposição do paciente pela metade, comparando com o filme “E”, sem detrimento da qualidade da imagem.

GURGACZ & FLORES²⁷ (2000), numa pesquisa com o objetivo de verificar a presença de velamento em câmaras portáteis de revelação manual, por meio do “teste da moeda”, relataram que, do

total de 35 caixas de revelação, 91,42% eram de acrílico transparente e 8,58% eram opacas, com visor de acrílico transparente na porção superior.

Em GURGACZ & FLORES²⁶ (2000), na avaliação do diâmetro do feixe útil de radiação, em 37 aparelhos de raios X periapical, utilizados por cirurgiões-dentistas, relataram que os aparelhos que apresentaram diâmetro do feixe útil, medindo no máximo 6 cm, totalizou 16,22%, apesar de somente um deles, (2,70%) não apresentou halo de penumbra em torno da imagem do feixe útil. Todos os aparelhos com localizadores cônicos apresentaram diâmetro inaceitável. A colimação do feixe útil de radiação da maioria dos aparelhos proporcionava exposições dos pacientes a doses excessivas e desnecessárias de radiação.

HAITER²⁸ et al. (2000), num estudo sobre a importância da correta seleção do tempo de exposição para os sistemas digitais CCD (CDR e Sens-A-Ray), concluíram que, para os referidos sistemas, é preferível utilizar-se de aparelhos de raios X que trabalhem com

intervalos de tempo entre os centésimos de segundo, pois, desta forma, o profissional poderá reduzir a dose de exposição ao paciente e diminuir o risco de repetição da radiografia por uma superexposição.

Em PINHEIRO & LINO⁴³ (2000), num trabalho sobre higiene das radiações e proteção radiológica, as câmaras portáteis vermelhas, por serem transparentes, devem ser revestidas de material opaco, não devendo ter qualquer tipo de visor.

TAVANO⁵⁶ (2000) afirma que a obtenção de um diagnóstico radiográfico adequado, um planeamento e tratamento eficiente e específico para cada paciente, dentre outros fatores, significa empregar equipamentos calibrados e inspecionados, além de um rígido controle de qualidade dos materiais e procedimentos radiográficos.

Para WATANABE⁵⁷ et al. (2000), com relação à quilovoltagem dos aparelhos de raios X, 70 kVp deveria ser o valor eleito, pois diminuiria o tempo de exposição, diminuiria a dose de

entrada na pele e não diminuiria tanto o contraste radiográfico. Relataram também que, quanto menor o tempo de exposição utilizado, maior o erro.

WESTPHALEN⁵⁸ et al. (2000), testaram 16 aparelhos de raios X intrabuciais, da Clínica Odontológica da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, com o objetivo de verificar as condições de uso dos aparelhos, mensurando-se os tempos efetivos de produção dos raios X em todos os intervalos de tempo disponíveis em cada aparelho. Realizaram cinco exposições em cada intervalo de tempo, usando um cronômetro de raios X da M.R.A. Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda. Os resultados obtidos mostraram que os marcadores de tempo de exposição dos 16 aparelhos (100%) estavam imprecisos e que três aparelhos (18,7%) não apresentavam reprodutibilidade nos tempos de produção de raios X.

3 PROPOSIÇÃO

Reverendo a literatura ao nosso alcance, nos propomos avaliar:

- As condições de uso e funcionamento dos aparelhos de raios X odontológicos;
- A aplicação da legislação vigente;
- O correto processamento dos filmes expostos;
- A qualidade final da radiografia.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Nesta pesquisa foram avaliados 70 aparelhos de raios X odontológicos de diferentes marcas, utilizados na execução de radiografias intrabucais, e instalados em consultórios particulares, na cidade de Itajaí, Santa Catarina.

A relação dos testes, os procedimentos e dispositivos necessários à aplicação estão apresentados a seguir:

4.1 Tensão Nominal da Rede de Energia Elétrica Comercial

A finalidade deste teste foi avaliar a exatidão da tensão nominal da rede de energia elétrica de alimentação dos equipamentos de raios X. Foram feitas duas medidas. A primeira no início e a segunda no final dos testes realizados em cada consultório. A tensão nominal da rede elétrica local é de 220V. O dispositivo utilizado para a avaliação foi um multímetro digital modelo IK-1000A, de 3½ dígitos (1999), fabricado pela ICEL-GUBINTEC (FIG. 1).

* Perfil técnico do aparelho Heliodent 60B. Siemens do Brasil, de dezembro de 1994. 4 p.

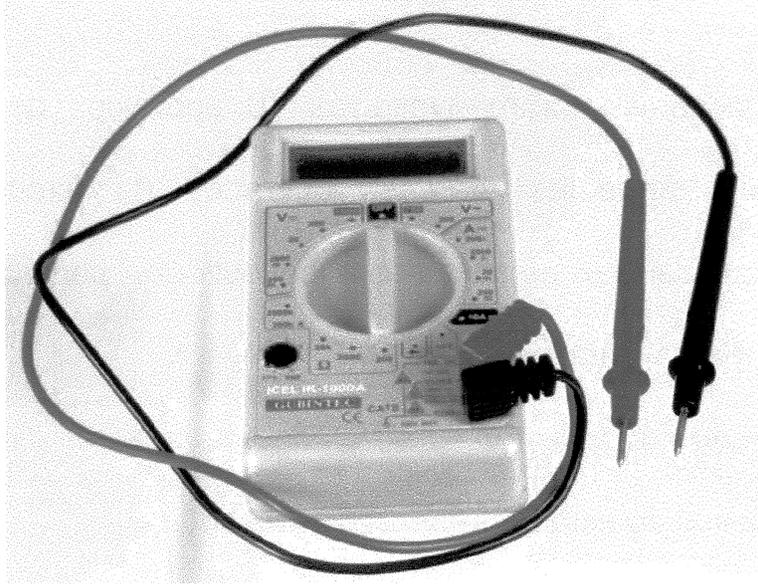


FIGURA 1 - Multímetro digital

Considerou-se que a flutuação máxima permissível fosse de $\pm 10\%$, com base no perfil técnico do aparelho Heliodent 60B, da Siemens*.

4.2 Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

O objetivo deste teste foi avaliar a capacidade do aparelho de raios X, na produção da mesma quantidade de radiação, várias vezes, para cada tempo selecionado.

Foram realizadas quatro exposições para cada medida (num total de quatro medidas), utilizando-se os tempos nominais de 0.2, (0.3), 0.5, 0.6, 0.8 s. Cinco aparelhos, do total, foram avaliados no tempo de 0.3 s, enquanto deveriam ser avaliados em 0.2 s, de acordo com plano piloto. Isto se fez necessário, porque estes aparelhos (intrínsecos às características técnicas), possuíam uma escala de tempo com início em 0.3 s.

Para cada exposição selecionada, escolheu-se a maior (L maior) e a menor leitura (L menor) e calculou-se:

$$\text{Desvio máximo (percentagem)} = 100 \times \frac{\text{L maior} - \text{L menor}}{(\text{L maior} + \text{L menor})/2}$$

De acordo com a Portaria SVS - 453⁶ (1998), considerou-se que o desvio máximo, deve ser menor ou igual a 10% do valor médio.

Para a realização deste teste, utilizou-se um instrumento denominado cronômetro digital de raios X MRA, modelo CR-03, fabricado pela MRA Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda. (FIG. 2).



FIGURA 2 - Cronômetro digital

O sistema apresenta indicação instantânea do tempo de exposição, composto por três dígitos. Permite fazer medidas de intervalos de tempo de poucos milésimos, até 9999 milésimos de segundo (ms) ou 9,99 segundos, com precisão de 2 ms no modo trifásico e de 16 ms no modo monofásico. Utiliza detector fotodiodo PIN. A leitura é realizada através de um visor digital de leds vermelhos. A distância foco-detector utilizada foi de 30 cm.

4.3 Exatidão do Tempo de Exposição

O intuito deste teste foi medir o tempo de exposição no feixe de raios X para verificar a sua exatidão, ou seja, encontrar o desvio médio entre o tempo nominal e o tempo de exposição medido. O indicador foi o tempo de emissão de feixe, medido com o cronômetro digital de raios X MRA, modelo CR-03, já descrito anteriormente.

As exposições realizadas para este teste, foram as mesmas avaliadas na reprodutibilidade do tempo de exposição.

Considerou-se que o desvio máximo entre o valor indicado e o valor médio medido, deve estar dentro do intervalo de tolerância de $\pm 10\%$ (DANIEL¹², 1999), utilizou-se da relação abaixo, para determinar, para cada valor de tempo nominal indicado, o desvio máximo obtido entre os valores indicados e os valores medidos:

$$\text{Desvio máximo (percentagem)} = 100 \times \frac{\text{T indicado} - \text{T medido}}{\text{T indicado}}$$

4.4 Tensão de Pico

O propósito deste teste foi determinar a exatidão da quilovoltagem nominal indicada no aparelho de raios X. Para isto foi utilizado um dispositivo medidor de kVp MRA, modelo CR-05, fabricado pela MRA Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda (FIG. 3).

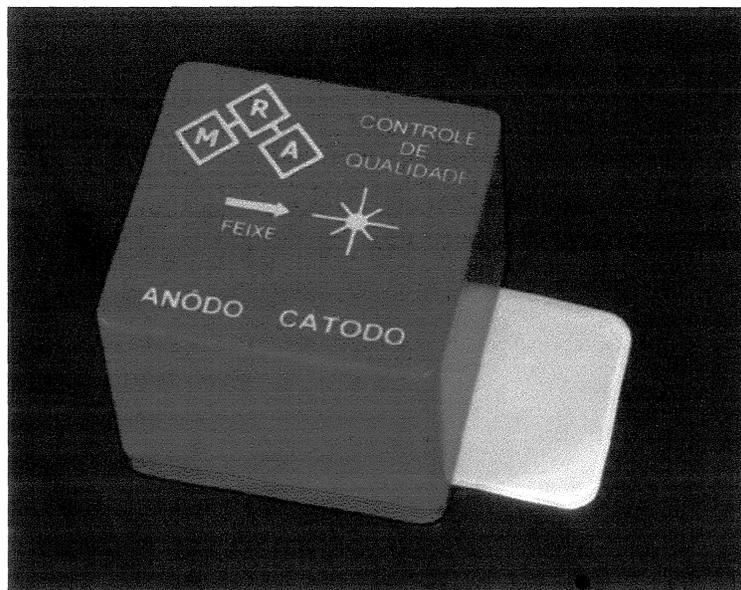


FIGURA 3 - Dispositivo medidor de kVp

O dispositivo consiste de uma caixa de acrílico, dentro da qual há uma placa de chumbo de 2 mm de espessura com duas fileiras de dez orifícios de 3 mm de diâmetro cada, colocados em paralelo. Uma fileira de furos fica sob um bloco de polietileno, cuja finalidade é obter uma atenuação específica de uma exposição homogênea no filme que fica posicionado em uma abertura apropriada abaixo. Sobre a outra fileira fica uma cunha de cobre de 10 graus de 0,04 mm de espessura, onde cada furo é centrado sob cada um dos degraus da cunha, filtrando, portanto, diferentemente o feixe de raios X, mostrando diferentes densidades na radiografia, a fim de que sua leitura no densitômetro possa determinar, com uma precisão de ± 2 kV, os valores correspondentes à quilovoltagem real do aparelho de raios X testado, conforme GHILARDI NETO²¹ (1998) e DANIEL¹² (1999).

Para sua utilização, coloca-se um filme periapical na abertura existente na sua parte inferior e o conjunto é exposto ao feixe de raios X, de tal forma que a cunha seja posicionada perpendicularmente ao eixo ânodo-cátodo, para evitar a influência do chamado efeito anódico,

ou seja, variação da intensidade dos raios X ao longo do eixo ânodo-cátodo na distribuição do feixe de raios X, fenômeno motivado pelo ângulo de inclinação do foco (BUSHONG⁸, 1988).

Foram utilizados, para essa finalidade filmes Ektaspeed Plus (EP-21P), fabricados pela Eastman Kodak Company, Rochester, USA, classificados no grupo E, quanto à sensibilidade.

Feita a exposição, os filmes foram processados em processadora automática da marca Level 360 SL/SB (J. Morita Corporation).

A radiografia obtida, mostrada na FIG. 4, consiste em duas fileiras que correspondem às imagens dos furos, já citados anteriormente. Uma das colunas é a de referência, cuja densidade óptica da imagem correspondente aos furos é aproximadamente a mesma. A densidade óptica de referência deve estar entre 0.5 e 1.5, sendo o valor 1.0 o valor mais apropriado. Neste trabalho as radiografias com a DO abaixo de 0.5 e acima de 1.5 foram desprezadas e o teste repetido. A outra coluna mostra um gradiente de densidade.

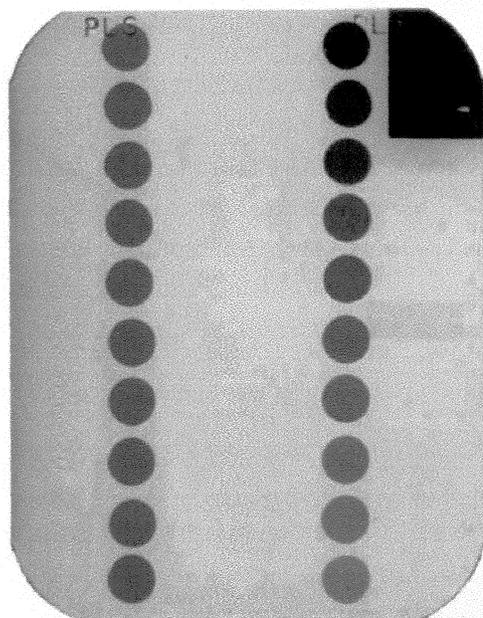


FIGURA 4 - Radiografia obtida utilizando o dispositivo medidor de kVp

Em seguida, estabeleceu-se quais dos pares de círculos apresentavam densidade mais próximas, e nesse caso utilizou-se, quando necessário, o princípio da interpolação para melhor precisão. Para determinação das DO utilizou-se um densitômetro digital MRA modelo CQ-01, fabricado pela MRA Indústria de Equipamentos Eletrônicos Ltda., com lâmpada de tungstênio interna estabilizada,

faixa de leitura de 0-4DO, precisão ± 0.02 DO em DO 3.00 e com detector fotodiodo com filtro (FIG. 5).

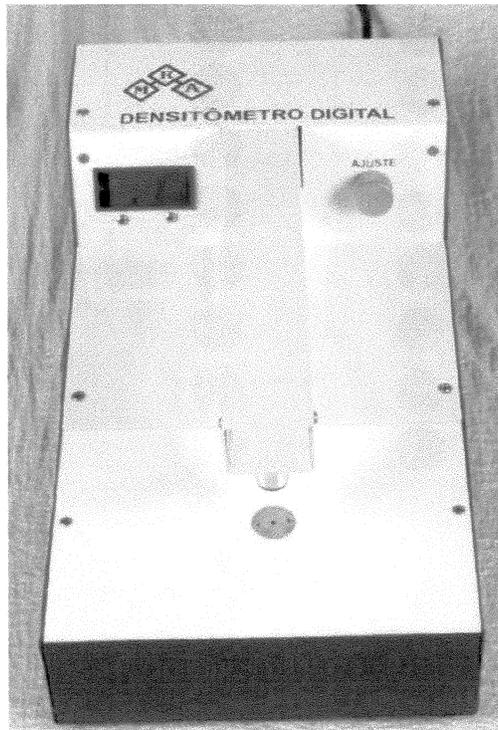


FIGURA 5 - Densitômetro digital

Determinado o degrau de igualdade, encontrou-se a quilovoltagem efetiva, fazendo-se uso da curva de calibração (que acompanha o dispositivo medidor de kVp), conforme GRAF. 1.

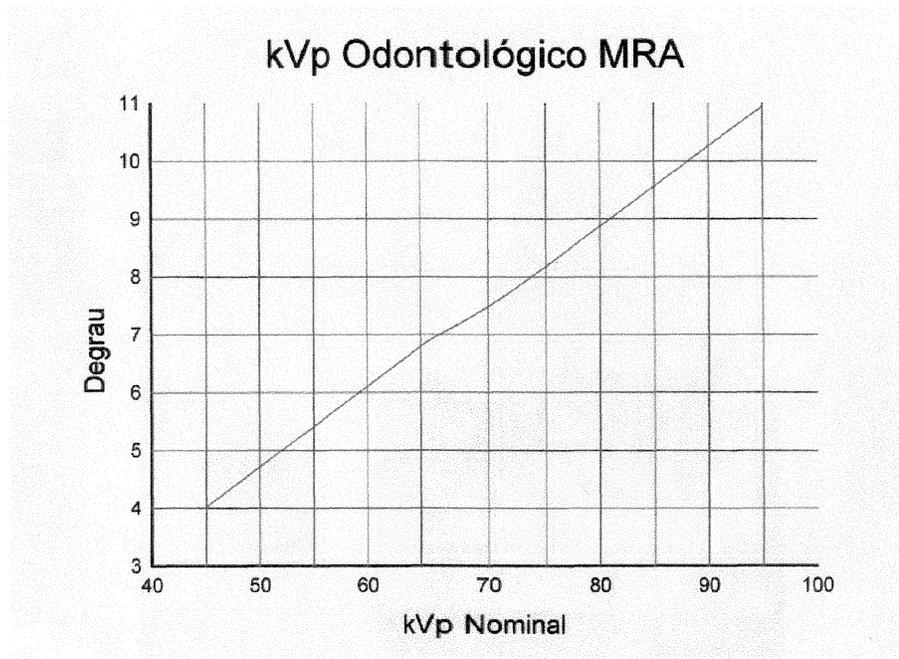


GRÁFICO 1 - Curva de calibração

FONTE - MRA Indústria de Equipamentos Eletrônicos LTDA

4.5 Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar

Para verificação da reprodutibilidade da taxa de Kerma no ar, de acordo com a Portaria SVS-453⁶ (1998), o desvio máximo aceitável foi de 10%, e utilizou-se como instrumento de medida uma caneta

dosimétrica Victoreen, modelo 862L, com uma faixa de leitura de 0 a 200 mR, munida com carregador, também da Victoreen (FIG. 6).

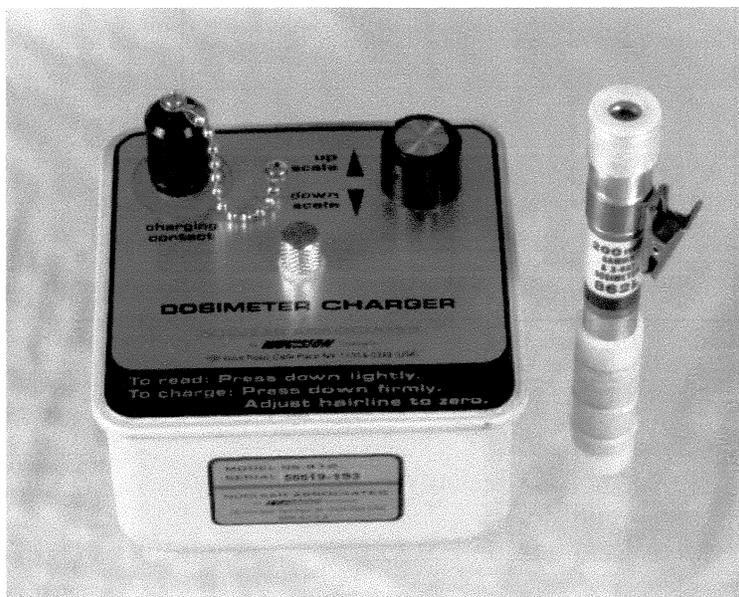


FIGURA 6 - Caneta dosimétrica e carregador

Como a taxa de Kerma no ar foi avaliada juntamente com o tempo para as exposições, verificadas anteriormente, a caneta dosimétrica foi posicionada sobre o cronômetro e ajustado o tamanho e o centro do campo de radiação, de maneira que cobrisse o volume

sensível da câmara de ionização. Foram realizadas quatro exposições para cada medida (num total de quatro medidas), para uma distância foco-detector de 30 cm (FIG.7B).

Para determinar o desvio máximo aceitável, para cada medida seleccionada, utilizou-se a expressão abaixo tomando-se a maior (L maior) e a menor leitura (L menor).

$$\text{Desvio Máximo (percentagem)} = 100 \times \frac{L \text{ maior} - L \text{ menor}}{(L \text{ maior} + L \text{ menor})/2}$$

4.6 Linearidade da Taxa de Kerma no Ar com o Tempo de Exposição

Para a realização deste teste, utilizou-se os mesmos tempos de exposição medidos no feixe e as mesmas taxas de Kerma no ar, analisados anteriormente. Desta forma, foi calculado o valor médio das leituras obtidas para cada medida (num total de quatro). Dividiu-se as médias obtidas pelo mAs correspondente, para determinar a taxa de exposição. Como a leitura da caneta dosimétrica usada no teste é em

mR, converteu-se para Kerma no ar em mGy da seguinte maneira: 100 mR = 87 mrad = 0,87 mGy.

Tomou-se os dois valores mais discrepantes (R_1 e R_2) e utilizando-se a expressão abaixo, calcula-se o desvio médio da taxa de exposição.

$$\text{Desvio Médio Máximo (percentagem)} = 100 \times \frac{R_1 - R_2}{(R_1 + R_2) / 2}$$

Levando-se em consideração que o desvio máximo aceitável não deva ultrapassar 20% do valor médio, de acordo com a Portaria SVS-453⁶ (1998).

Para confiabilidade do teste, alguns fatores foram rigorosamente levados em consideração, tais como:

- O tempo de exposição deve ser o medido no feixe de raios X;
- O tempo de exposição e a taxa de Kerma no ar devem ser tomados numa única exposição;
- A caneta dosimétrica deve ser lida sempre na mesma posição, devido aos efeitos gravitacionais (geotropismo) sobre a fibra indicadora (escala), seguindo recomendação de OLIVEIRA & MOTA⁴¹ (1993);

- Após cada leitura, a caneta dosimétrica deve ser reposta absolutamente na mesma posição, para manter a mesma geometria. Para isto utilizou-se de um gabarito (FIG. 7 A).

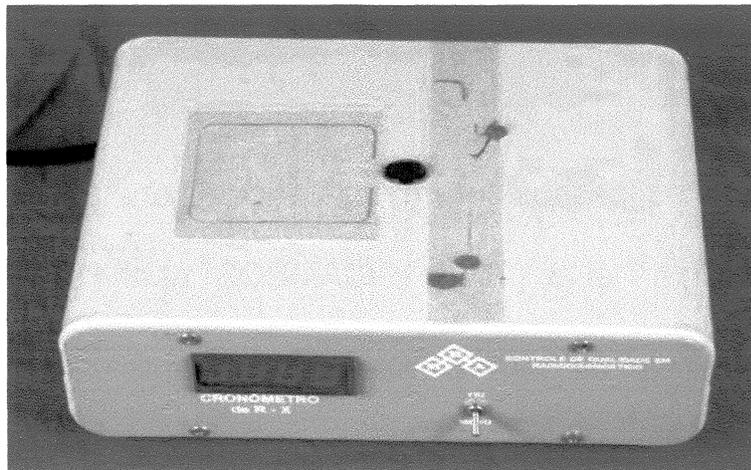


FIGURA 7 A - Vista do cronômetro com o gabarito

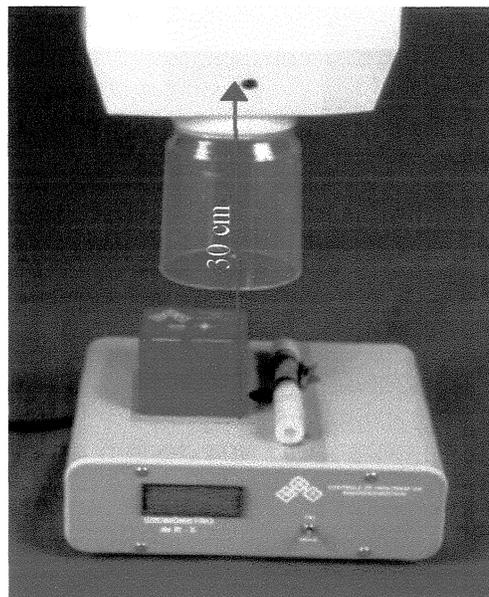


FIGURA 7 B - Posicionamento da caneta dosimétrica e do dispositivo de kVp

4.7 Medição do Diâmetro e Alinhamento de Campo

Este teste teve por finalidade verificar se o alinhamento e o campo de radiação utilizados estavam de acordo com as normas de proteção radiológica.

Os seguintes passos foram realizados para a execução do teste, conforme MOTA³⁹ et al. (1994) e CAMPOS⁹ et al. (1996).

- Sobre uma placa de acrílico branca, na qual realizou-se o traçado de uma circunferência, com diâmetro de 6,0 cm, juntou-se quatro filmes oclusais (Ektaspeed Plus - Kodak), posicionados lado a lado, em duas colunas, com os picotes para um mesmo lado, com o objetivo de facilitar a montagem;
- O localizador foi posicionado perpendicularmente ao plano dos filmes com sua extremidade encostada neles, centralizando os filmes no eixo do localizador;
- O tempo de exposição selecionado foi de 0,5 segundo;
- Após a exposição, os filmes foram processados numa processadora automática, da marca Level 360 SL/SB (J. Morita Corporation);

- Montados os filmes revelados, mediu-se o diâmetro da zona enegrecida, correspondente ao campo de radiação, com o auxílio de um negatoscópio (modelo NGP 90 - Odonto Larcon) e de um paquímetro (Vernier Caliper - 200 x 0.05 mm);
- Foi observado, também, se o campo de radiação estava centralizado nos filmes e se havia área de penumbra ao seu redor;
- As FIG. 8 A e B mostram uma vista detalhada do posicionamento dos filmes oclusais, antes da exposição e após o processamento radiográfico.

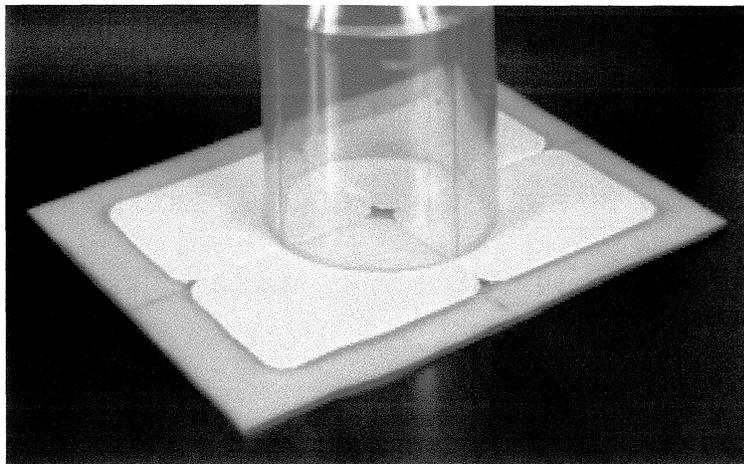


FIGURA 8 A - Vista do posicionamento dos filmes

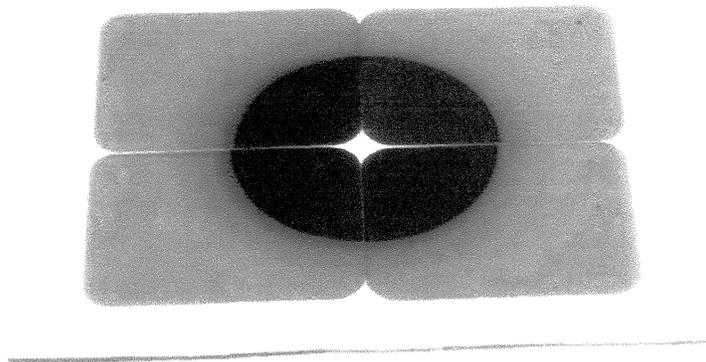


FIGURA 8 B - Vista após o processamento

4.8 Determinação do Tempo de Exposição com Escala de Densidade

Para a realização deste teste foi construído um dispositivo com oito degraus de alumínio comercial puro, medindo aproximadamente 10 x 30 mm, e cada degrau, aproximadamente 10 x 4 mm e 2, 4, 6, 8, 10, 12, 14 e 16 mm de altura, conforme MANSON - HING & BLOXON³⁵ (1985).

Utilizando-se do dispositivo de alumínio, com distância padronizada (extremidade de saída do localizador até o filme de 3 cm), foram feitas três exposições com os tempos de 0.3, 0.5, 0.8 s

(escolhidos aleatoriamente), com os aparelhos de raios X dos consultórios, participantes da pesquisa. Os filmes usados nestas exposições foram da marca utilizada pelo profissional. (Esta informação foi obtida durante o agendamento da visita.)

Após estes filmes serem processados numa processadora automática, da marca Level 360 SL/SB (J. Morita Corporation), visualmente, foram analisadas as diferentes densidades na radiografia, do resultado dos diferentes graus de absorção dos raios X. Considerou-se o “melhor” tempo de exposição aquele correspondente ao filme que apresentou maior número de tons de cinza (maior número de degraus). (FIG. 9)

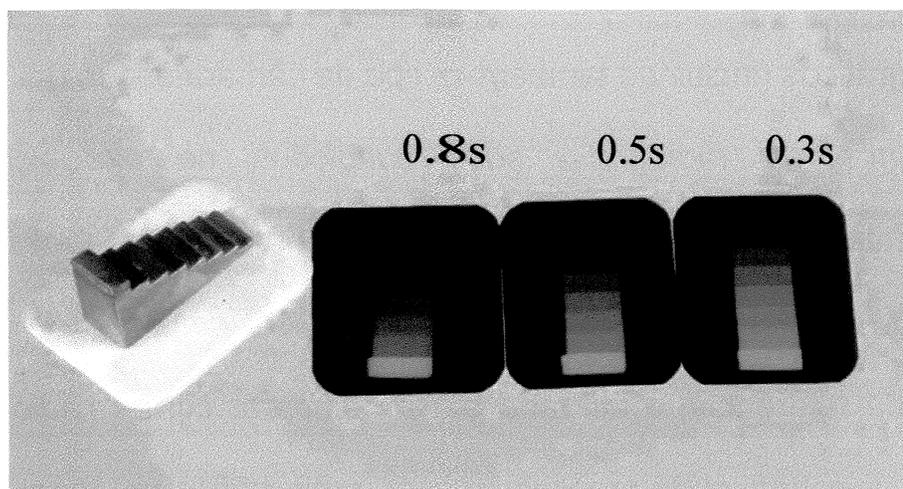


FIGURA 9 - Dispositivo de alumínio com as imagens resultantes

4.9 Determinação do Tipo e Comprimento do Localizador (distância foco-pele)

O objetivo deste teste foi verificar o tipo e o comprimento do localizador e analisar se estava de acordo com as normas preconizadas. O instrumento para verificação da medida foi realizada com uma trena (VTP - HOME MAKER MASTER).

4.10 Padrão de Imagem Radiográfica

O objetivo deste teste foi analisar o padrão de qualidade da imagem radiográfica, obtida pelos profissionais da amostra, considerando exclusivamente as condições de processamento de filmes radiográficos (incluindo também o tipo de câmara escura).

Com uma radiografia sob condições de exposição e processamento de acordo com as normas estabelecidas, apresentando, portanto, qualidade satisfatória, foi considerada como radiografia de referência, e utilizada para comparar com a radiografia obtida pelo responsável do processamento radiográfico no consultório,

ou seja, densidades semelhantes (satisfatória) e densidades diferentes (insatisfatória: sub-reveladas, super-reveladas, com velamento).

Para obtenção da radiografia de referência (exposição e processamento padronizados) foi usado um aparelho de raios X da Siemens, Heliodent 60B, com 60 kV e 10 mA, com filtração total equivalente a dois milímetros de alumínio, com distância foco-filme de 20 cm e tempo de exposição nominal de 0.2 s.

A exposição foi realizada a partir de uma mandíbula humana, com dentes, revestida em acrílico, simulando tecido mole (bochecha, gengiva, língua) chamado de Fantoma, conforme ALVARES³ et al. (1969). (FIG. 10)

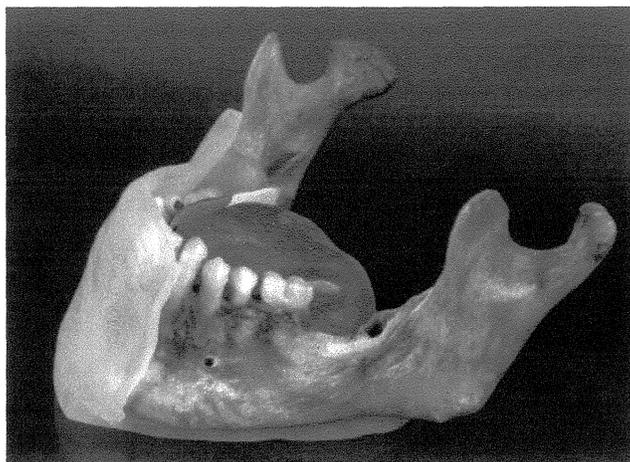


FIGURA 10 - Fantoma

O processamento (radiografia de referência) foi realizado de maneira padrão, em câmara escura, na Faculdade de Odontologia da Universidade do Vale do Itajaí, em solução reveladora e fixadora da Kodak Brasileira Comércio e Indústria Ltda., pelo método temperatura/tempo.

Por outro lado, foram expostos aos raios X, com a mesma metodologia, 70 filmes, e processados posteriormente, de forma rotineira pelos profissionais do setor, nos consultórios visitados.

Foram utilizados filmes Ektaspeed Plus (EP - 21P), fabricados pela Eastman Kodak Company, Rochester, USA, classificados no grupo E, quanto à sensibilidade.

5 RESULTADOS

Os resultados serão apresentados a seguir, considerando o material e os métodos propostos, obtidos em cada caso:

O GRAF. 2 mostra o percentual de aparelhos, por fabricante, usados na amostra.

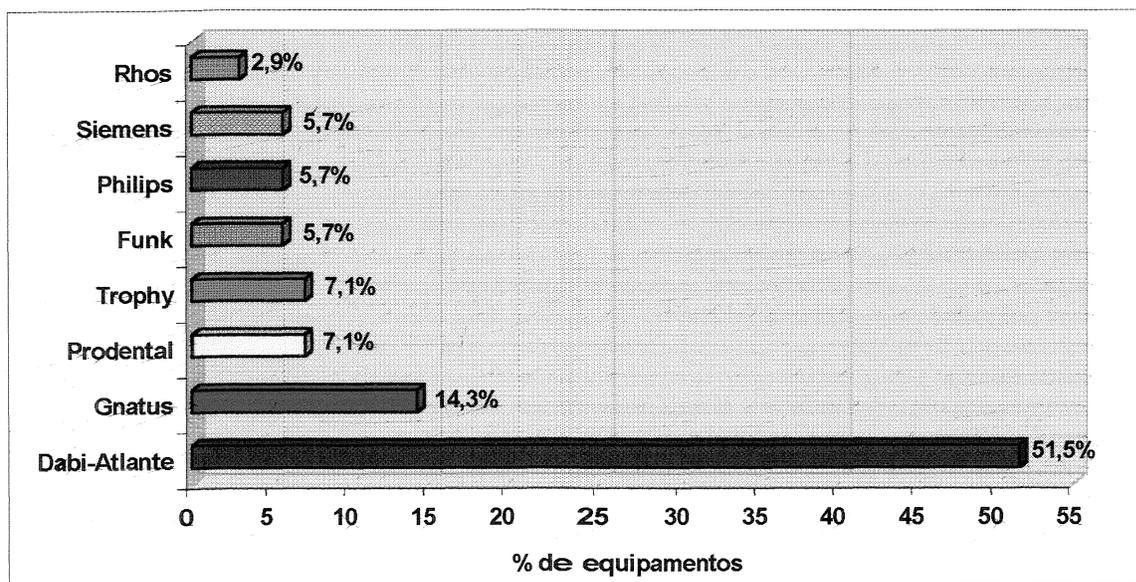


GRÁFICO 2 - Percentual de aparelhos, por fabricante, usados na amostra

5.1 Tensão Nominal da Rede de Energia Elétrica Comercial

A flutuação da rede de energia elétrica de alimentação dos equipamentos de Raios X manteve-se com um desvio padrão abaixo de $\pm 10\%$ em todos os consultórios analisados (TAB. 1).

TABELA 1

Tensão nominal da rede de energia elétrica

| Tensão Nominal (V) | Número de consultórios avaliados | Percentagem de consultórios com variação $\leq a \pm 10\%$ | Percentagem de consultórios com variação $> a \pm 10\%$ |
|---------------------------|---|--|--|
| 220 | 70 | 100 | - |

5.2 Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

Na TAB. 2, constam os dados concernentes à reprodutibilidade (constância) do tempo de exposição.

TABELA 2

Reprodutibilidade do tempo de exposição

| Tempo Nominal (s) | Número de equipamentos avaliados | Percentagem de equipamentos com variação $\leq a \pm 10\%$ | Percentagem de equipamentos com variação $> a \pm 10\%$ |
|-------------------|----------------------------------|--|---|
| 0.2 | 65 | 83,1 | 16,9 |
| 0.3 | 5 | 80 | 20 |
| 0.5 | 70 | 100 | - |
| 0.6 | 70 | 100 | - |
| 0.8 | 70 | 100 | - |
| | Média | 92,6 | 7,4 |

5.3 Exatidão do Tempo de Exposição

A TAB. 3 exibe resultados obtidos na análise geral da exatidão do tempo de exposição, de acordo com o limite de tolerância de $\pm 10\%$.

TABELA 3

Exatidão do tempo de exposição, considerando o limite de $\pm 10\%$

| Tempo Nominal (s) | Número de equipamentos avaliados | Percentagem de equipamentos com variação $\leq a \pm 10\%$ | Percentagem de equipamentos com variação $> a \pm 10\%$ |
|-------------------|----------------------------------|--|---|
| 0.2 | 65 | 15,4 | 84,6 |
| 0.3 | 5 | - | 100 |
| 0.5 | 70 | 41,4 | 58,6 |
| 0.6 | 70 | 41,4 | 58,6 |
| 0.8 | 70 | 48,6 | 51,4 |
| | Média | 29,36 | 70,64 |

Os GRAF. 3, 4, 5, 6 e 7 exprimem os resultados obtidos relacionados aos valores de tempo de exposição médios, medidos no feixe de radiação.

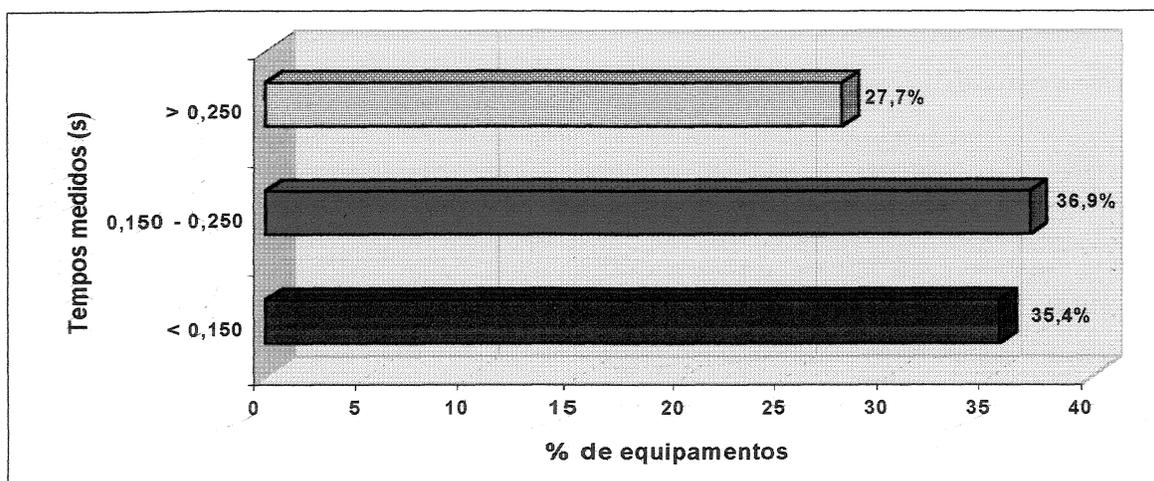


GRÁFICO 3 - Valores de tempo medidos em 65 equipamentos com 0.2 s nominal

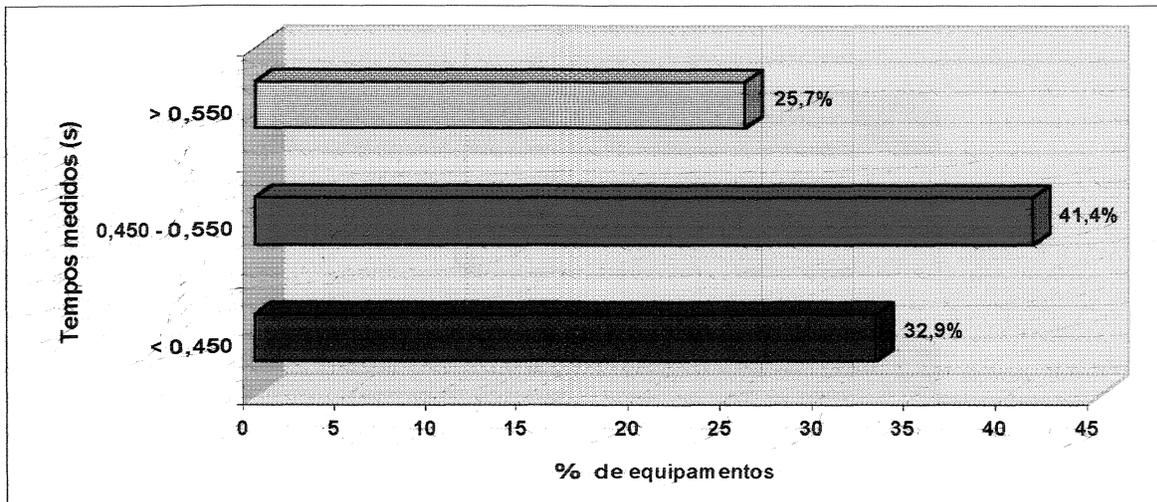


GRÁFICO 4 - Valores de tempo medidos em 70 equipamentos com 0.5 s nominal

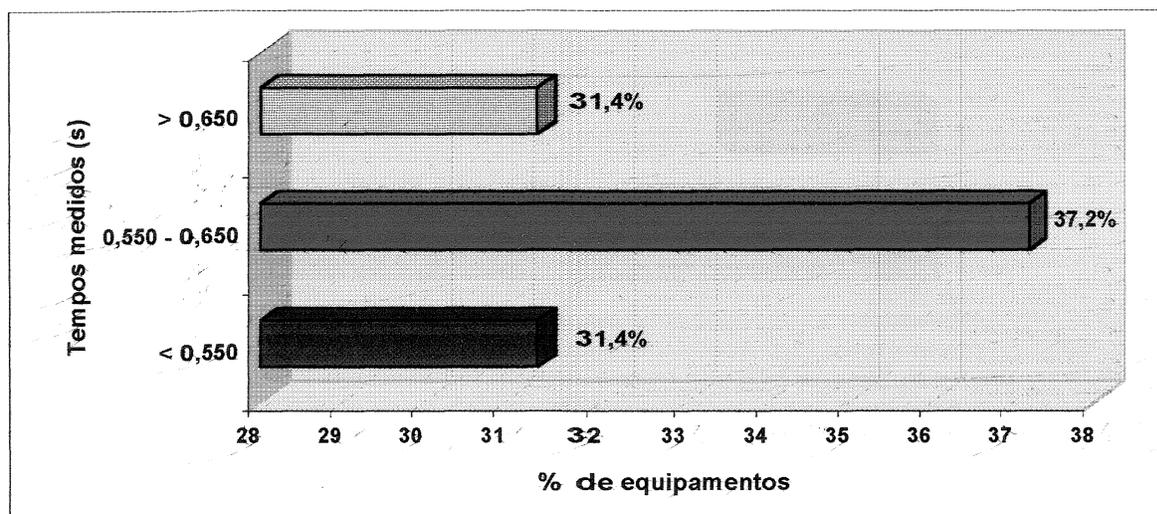


GRÁFICO 5 - Valores de tempo medidos em 70 equipamentos com 0.6 s nominal

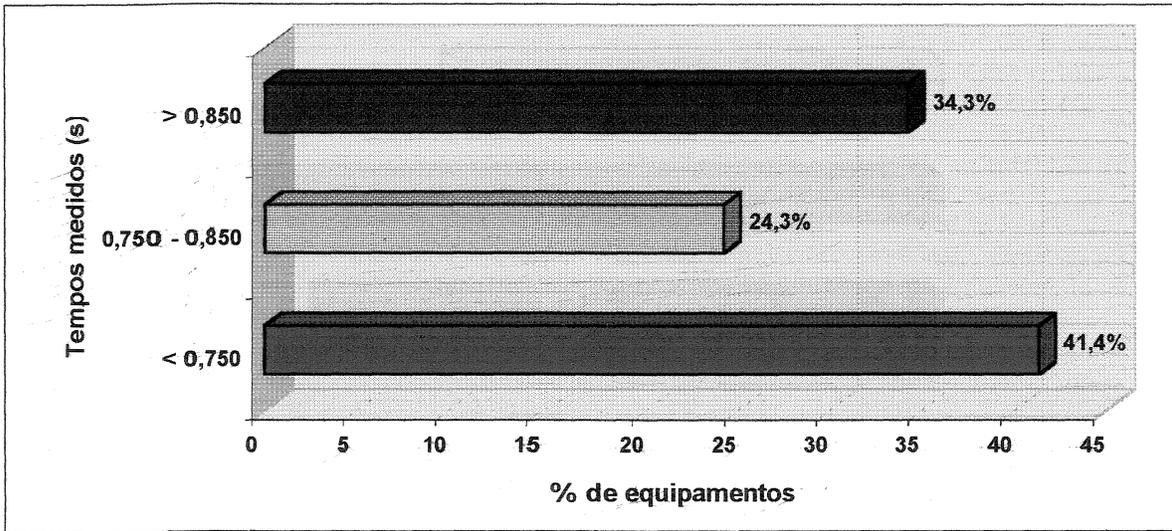


GRÁFICO 6 - Valores de tempo medidos em 70 equipamentos com 0.8 s nominal

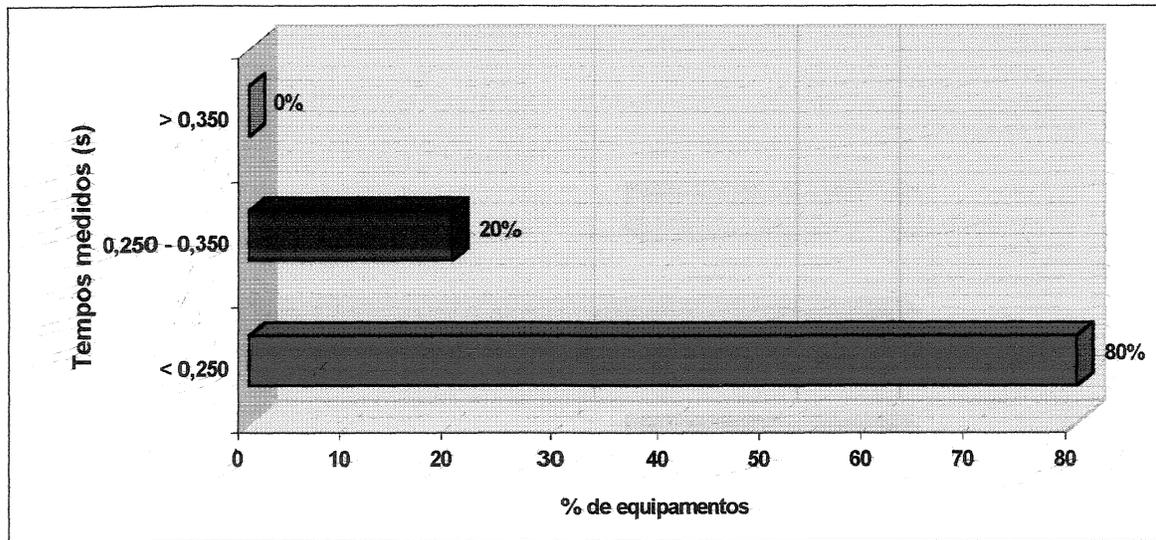


GRÁFICO 7 - Valores de tempo medidos em 5 equipamentos com 0.3 s nominal

O desvio do tempo medido, pode estar abaixo ou acima do tempo nominal preconizado (TAB. 4).

TABELA 4

Desvio do tempo de exposição medido, abaixo ou acima do nominal

| Tempo Nominal (s) | Número de equipamentos avaliados (imprecisos) | Percentagem de tempo medido abaixo do nominal | Percentagem de tempo medido acima do nominal |
|-------------------|---|---|--|
| 0.2 | 55 | 50,9 | 49,1 |
| 0.3 | 5 | 80 | 20 |
| 0.5 | 41 | 56,1 | 43,9 |
| 0.6 | 41 | 51,2 | 48,8 |
| 0.8 | 36 | 58,3 | 41,7 |
| | Média | 59,3 | 40,7 |

Com relação aos controladores de duração da exposição (“Timers”), constatou-se que 5,7% dos aparelhos avaliados possuíam cronômetro do tipo mecânico. O tipo eletrônico analógico foi encontrado em 88,6% e o eletrônico digital em 5,7% dos casos.

5.4 Tensão de Pico

Os valores de tensão de pico, considerando o valor nominal dos 70 aparelhos avaliados, estão distribuídos na TAB. 5.

TABELA 5

Análise geral dos valores de tensão de pico, considerando o valor nominal

| KVp Nominal | Número de equipamentos avaliados | Percentagem de equipamentos avaliados |
|------------------------|---|--|
| 50 | 30 | 42,9 |
| 60 | 11 | 15,7 |
| 66 | 10 | 14,3 |
| 70 | 19 | 27,1 |

Os GRAF. 8, 9, 10 e 11 expõem os dados obtidos (valores medidos), separadamente, para cada valor de kVp nominal.

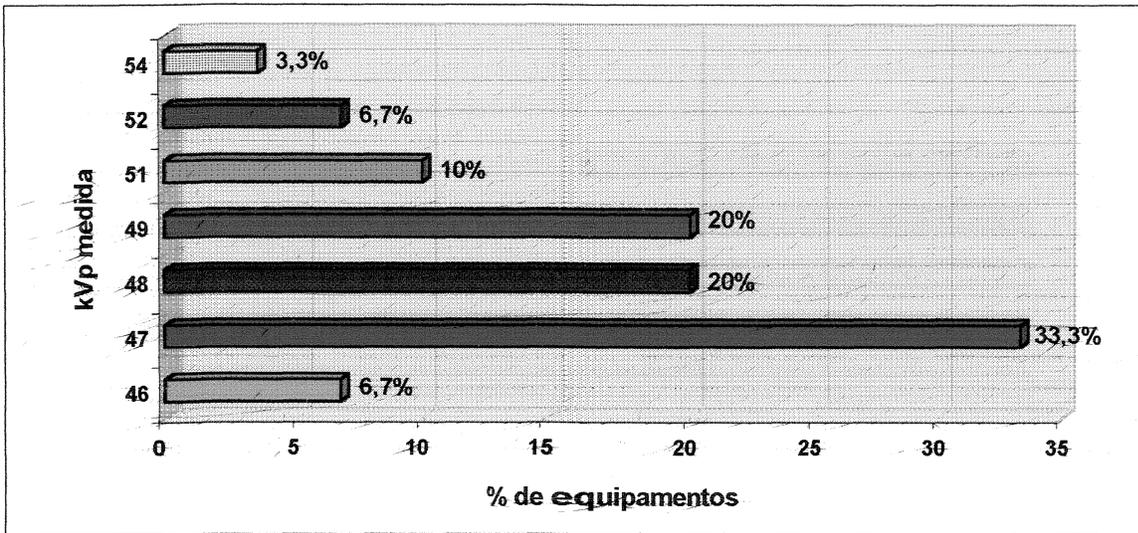


GRÁFICO 8 - Valores medidos de kVp em 30 aparelhos com 50 kVp nominal

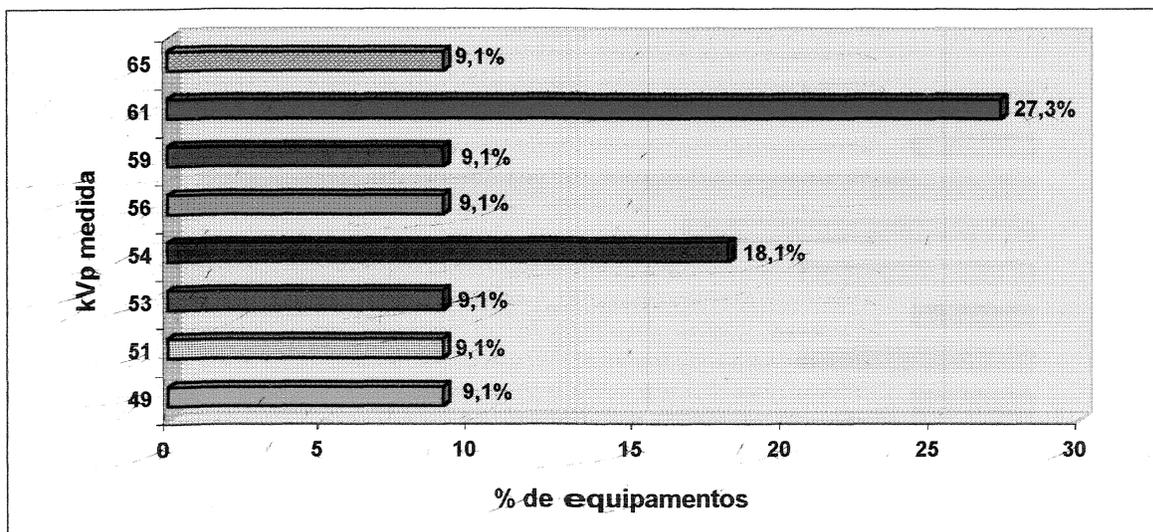


GRÁFICO 9 - Valores medidos de kVp em 11 aparelhos com 60 kVp nominal

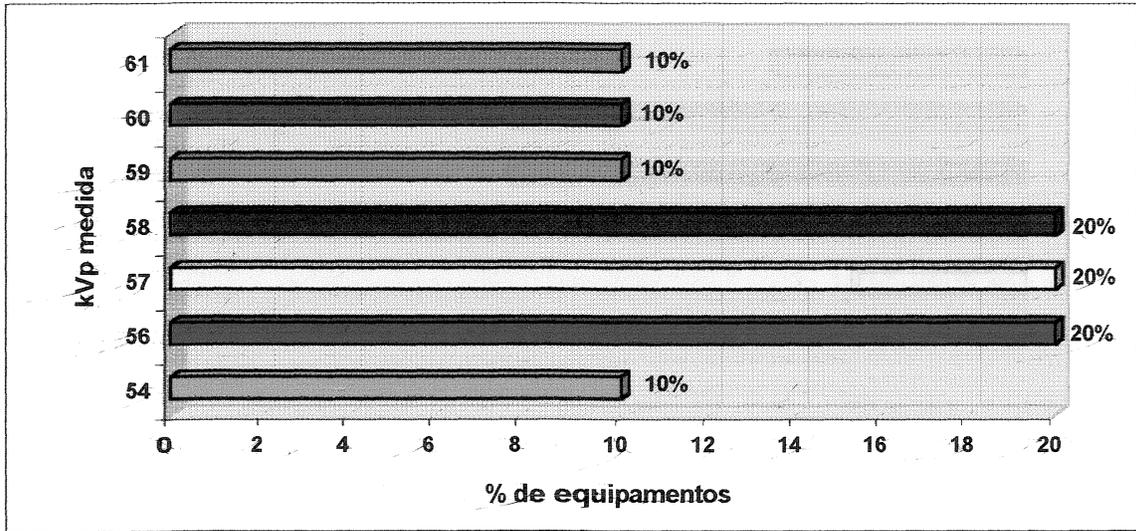


GRÁFICO 10 - Valores medidos de kVp em 10 aparelhos com 66 kVp nominal

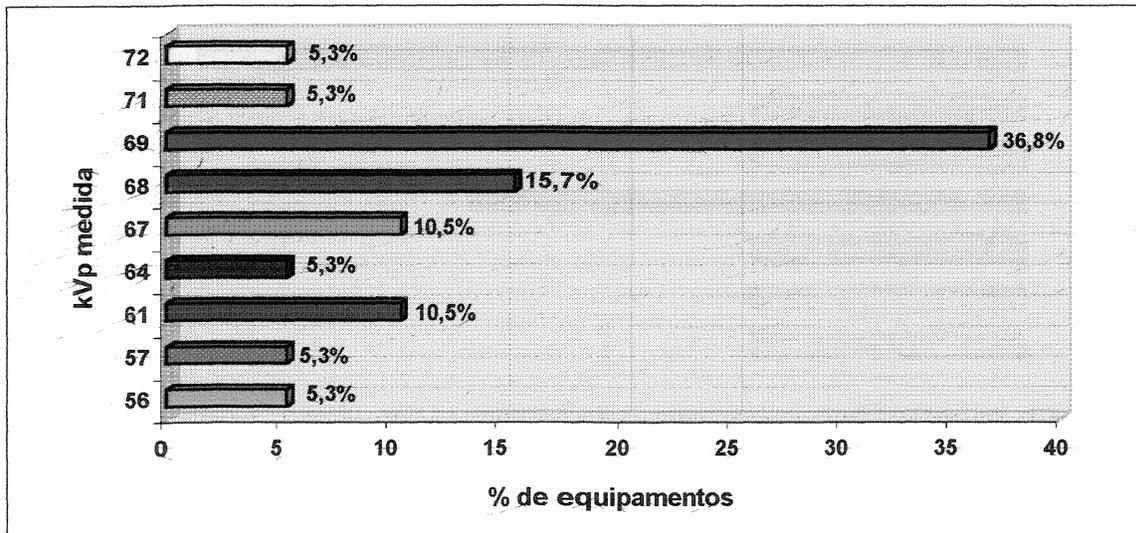


GRÁFICO 11 - Valores medidos de kVp em 19 aparelhos de 70 kVp nominal

Os resultados dos valores de quilovoltagem efetiva, considerando o limite de - 3kVp, são mostrados na TAB. 6.

TABELA 6

Análise geral dos valores de tensão de pico efetiva, considerando o limite de - 3kVp

| kVp Nominal | kVp mínimo aceitável | Número de equipamentos avaliados | kVp < que a mínima aceitável (Porcentagem) | kVp ≥ que a mínima aceitável (porcentagem) |
|------------------------|-------------------------------------|---|--|---|
| 50 | 47 | 30 | 6,7 | 93,3 |
| 60 | 47 | 11 | 0,0 | 100,0 |
| 66 | 47 | 10 | 0,0 | 100,0 |
| 70 | 47 | 19 | 0,0 | 100,0 |
| Total | | 70 | 1,7 | 98,3 |

5.5 Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar

Na TAB. 7 mencionamos os dados obtidos, referentes à reprodutibilidade da taxa de Kerma no ar, para as medidas utilizadas na presente pesquisa.

TABELA 7

Reprodutibilidade da taxa de Kerma no ar

| Tempo Nominal (s) | Número de aparelhos avaliados | Percentagem de equipamentos com variação $\leq a \pm 10\%$ | Percentagem de equipamentos com variação $> a \pm 10\%$ |
|--------------------------|--------------------------------------|--|--|
| 0.2 | 65 | 87,7 | 12,3 |
| 0.3 | 5 | 80 | 20 |
| 0.5 | 70 | 100 | - |
| 0.6 | 70 | 100 | - |
| 0.8 | 70 | 100 | - |
| | Média | 93,5 | 6,5 |

5.6 Linearidade da Taxa de Kerma no Ar com o Tempo de Exposição

A linearidade da taxa de Kerma no ar junto com o tempo de exposição permaneceu abaixo do desvio máximo estabelecido (20%) em todos os aparelhos avaliados (TAB. 8).

TABELA 8

Linearidade da taxa de Kerma no ar com o tempo de exposição

| Tempo Nominal (s) | Número de aparelhos avaliados | Percentagem de equipamentos com variação $\leq a \pm 20\%$ | Percentagem de equipamentos com variação $> a \pm 20\%$ |
|--------------------------|--------------------------------------|--|--|
| 0.2 | 65 | 100 | - |
| 0.3 | 5 | 100 | - |
| 0.5 | 70 | 100 | - |
| 0.6 | 70 | 100 | - |
| 0.8 | 70 | 100 | - |
| | Média | 100 | - |

5.7 Medição do Diâmetro e Alinhamento do Campo de Radiação

Os resultados obtidos revelaram que 54,3% dos aparelhos avaliados estavam com o diâmetro do campo (diâmetro da imagem do feixe dos raios X) menor ou igual a 6 cm. Os outros estavam acima deste limite estabelecido (45,7%).

O alinhamento do campo de radiação estava presente em 52,9%. O desalinhamento ocorreu em 47,1%. Uma área de penumbra, circundando o campo de radiação, se apresentou em 60% dos aparelhos testados. No GRAF. 12, podemos observar os valores de diâmetro do campo de radiação medidos.

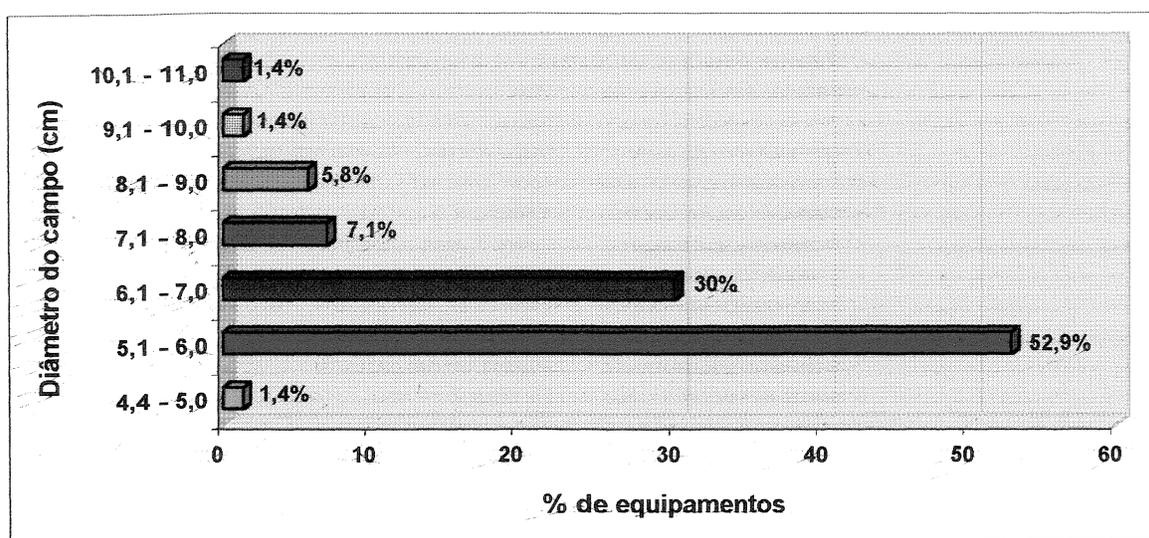


GRÁFICO 12 - Valores de diâmetro do campo de radiação, medidos em 70 aparelhos

5.8 Determinação do Tempo de Exposição com Escala de Densidade

No tempo nominal de 0.8 s, a incidência de radiografias que apresentaram a leitura de maior número de degraus (diferentes

densidades) foi de 22,9%. Para o tempo de 0.5 s foi de 30% e 0.3 s de 47,1%.

Os valores de tempo de exposição nominal utilizados pelos profissionais da amostra são encontrados no GRAF. 13.

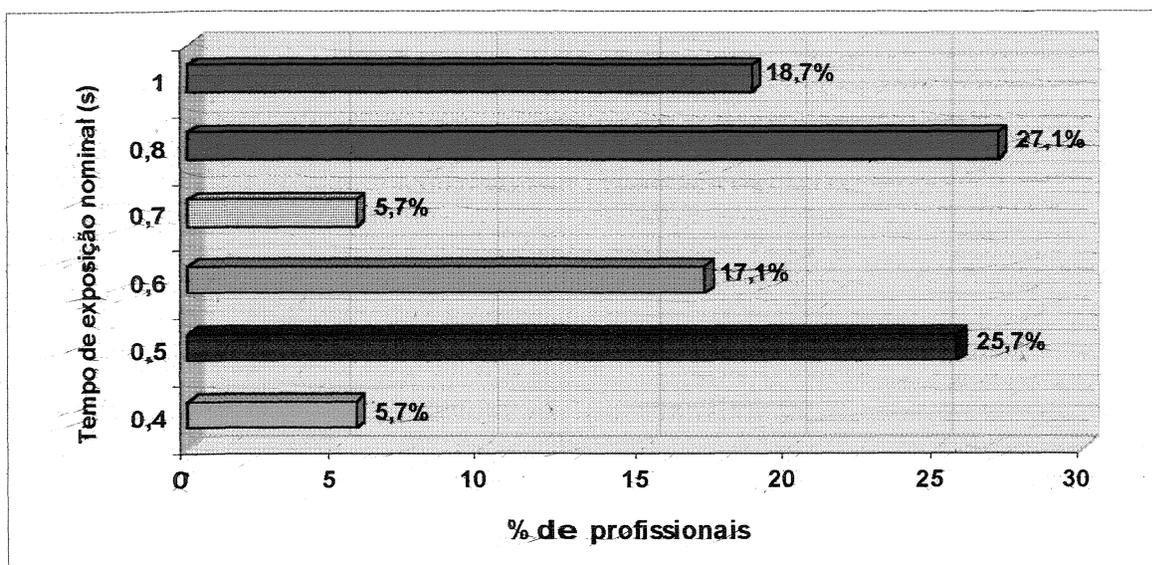


GRÁFICO 13 - Análise geral dos valores de tempo de exposição nominal utilizados pelos profissionais

5.9 Determinação do Tipo e Comprimento do Localizador (Distância foco-pele)

As TAB. 9 e 10 mostram os valores de comprimento do localizador, considerando, no mínimo, 18 cm para tensão de tubo

menor ou igual a 60 kVp, mínimo de 20 cm para tensão de tubo entre 60 a 70 kVp (inclusive) e, no mínimo, 24 cm para tensão de tubo maior que 70 kVp (Portaria SVS-453⁶, 1998).

TABELA 9

Análise geral dos valores de comprimento do localizador, considerando a tensão de tubo de 50 e 60 kVp.

| Número de aparelhos avaliados | Percentagem do comprimento do localizador < 18 cm | Percentagem do comprimento do localizador ≥ 18 cm |
|--------------------------------------|---|--|
| 41 | 68,3 | 31,7 |

TABELA 10

Análise geral dos valores de comprimento do localizador considerando a tensão de tubo de 66 e 70 kVp.

| Número de aparelhos avaliados | Percentagem do comprimento do localizador < 20 cm | Percentagem do comprimento do localizador ≥ 20 cm |
|--------------------------------------|---|--|
| 29 | 31,0 | 69,0 |

Do total de aparelhos avaliados, 14,3% possuíam localizador do tipo cônico fechado (cones apontadores). Os outros 85,7% do tipo cilíndrico aberto. Nenhum do tipo retangular foi encontrado.

5.10 Padrão de Imagem Radiográfica

O resultado mostrou que 21,4% das radiografias obtidas foram consideradas satisfatórias. Cerca de 28,6% apresentaram formação de “véu” elevado e 50% estavam sub-reveladas.

Foi constatado também que 5,7% dos profissionais utilizavam um “quarto escuro” para o processamento radiográfico. 62,9% utilizavam uma caixa com acrílico ou plástico vermelho. 27,1% uma caixa com material opaco e um visor e 4,3% utilizavam caixas totalmente opacas.

6 DISCUSSÃO

Com base nos resultados obtidos e na revisão de literatura consultada e com o intuito de facilitar a compreensão, a discussão do trabalho será efetuada separadamente, como nos capítulos anteriores, para cada item, levando-se em consideração a Portaria SVS-453⁶ (1998), conforme especificado em material e métodos.

Do total de aparelhos analisados, o GRAF. 2 mostra claramente, que a prevalência foi da marca Dabi-Atlante, estando de acordo com os resultados encontrados nos trabalhos de CAPELOZZA & CASATI ALVARES¹⁰ (1989), BRAGA Jr.⁵ (1991), REBELLO⁴⁸ et al. (1994/1995) e DANIEL¹² (1999).

Deve-se levar em consideração que, de acordo com relato dos responsáveis, os aparelhos, objetos desta pesquisa, nunca tiveram qualquer tipo de calibração ou vistoria, com o objetivo de satisfazer as exigências dos programas de garantia de qualidade.

Sabe-se que para garantir a qualidade radiográfica com o mínimo de exposição dos pacientes à radiação, a aferição dos

aparelhos de raios X é um fator extremamente importante, constituindo-se em preocupação da maioria dos autores, tais como: GOSS²⁴ (1985), MELO³⁶ et al. (1985), MENDES³⁷ (1994), BRIDGMAN & CAMPBELL⁷ (1995). É bastante claro, conforme afirmou TAVANO⁵⁶ (2000), que a obtenção de um diagnóstico radiográfico adequado, um planejamento e tratamento eficiente e específico para cada paciente, dentre outros fatores, significa empregar equipamentos calibrados e inspecionados.

A análise dos trabalhos encontrados na literatura ao nosso alcance, referentes à calibração dos aparelhos, mostrou que, FARMAN & HINES¹³ (1986), realizaram uma pesquisa, tendo como tema a garantia de qualidade e segurança sobre radiação. Eles expõem que, pelo menos uma vez por ano, era feita a manutenção, entre outros itens, na exatidão do seletor de tempo de exposição, alinhamento do feixe de raios X e no nível de exposição. GARCEZ FILHO¹⁹ et al. (1990) constataram que 80% dos aparelhos não foram calibrados. Notaram que não existe uma conscientização com relação à manutenção dos aparelhos, por falta de informação dos profissionais. De acordo com KANTOR³² et al. (1990), em uma

aparelhos de raios X é um fator extremamente importante, constituindo-se em preocupação da maioria dos autores, tais como: GOSS²⁴ (1985), MELO³⁶ et al. (1985), MENDES³⁷ (1994), BRIDGMAN & CAMPBELL⁷ (1995). É bastante claro, conforme afirmou TAVANO⁵⁶ (2000), que a obtenção de um diagnóstico radiográfico adequado, um planejamento e tratamento eficiente e específico para cada paciente, dentre outros fatores, significa empregar equipamentos calibrados e inspecionados.

A análise dos trabalhos encontrados na literatura ao nosso alcance, referentes à calibração dos aparelhos, mostrou que, FARMAN & HINES¹³ (1986), realizaram uma pesquisa, tendo como tema a garantia de qualidade e segurança sobre radiação. Eles expõem que, pelo menos uma vez por ano, era feita a manutenção, entre outros itens, na exatidão do seletor de tempo de exposição, alinhamento do feixe de raios X e no nível de exposição. GARCEZ FILHO¹⁹ et al. (1990) constataram que 80% dos aparelhos não foram calibrados. Notaram que não existe uma conscientização com relação à manutenção dos aparelhos, por falta de informação dos profissionais. De acordo com KANTOR³² et al. (1990), em uma

avaliação dos equipamentos radiográficos, em 300 consultórios dentários nos Estados Unidos, observaram que, quase todos os aparelhos analisados estavam em boas condições. PLATIN & LUDLOW⁴⁵ (1995) recomendam testes anuais nos aparelhos de raios X. REBELLO⁴⁸ et al. (1994/1995) encontraram 25% dos aparelhos com revisão anual, enquanto que 15,6% nunca tinham sido revisados. PLATIN⁴⁶ et al. (1998) relataram que os equipamentos eram checados anualmente por 40,15% dos pesquisados e a cada três anos por 37,42%. O restante (22,4%) usavam outros intervalos de tempo. Como podemos notar em nossa pesquisa, não encontramos nenhum aparelho que tivesse passado por qualquer tipo de vistoria.

6.1 Tensão Nominal da Rede de Energia Elétrica Comercial

Sabe-se que para o bom desempenho dos aparelhos de raios X, eles necessitam trabalhar dentro de uma voltagem estabelecida. As oscilações da rede de energia elétrica de alimentação dos equipamentos devem ser controladas (WUEHRMANN & MANSON - HING⁵⁹, 1985). Uma variação de corrente pode interferir diretamente

no valor da quilovoltagem do tubo (OLIVEIRA & MOTA⁴¹, 1993). No sentido de compensar as flutuações da rede de energia elétrica, nos aparelhos, existe um “autotransformador” (FREITAS¹⁷, 1992). Hoje em dia já são compensadas automaticamente no limite de $\pm 10\%$ (PASLER⁴², 1999). Um outro meio para controlar este fator é a existência de um estabilizador de voltagem entre a rede elétrica e o aparelho de raios X. Nesta pesquisa, nenhum dos equipamentos possuíam estabilizador de voltagem (não levando em consideração aqueles modelos fabricados com tal dispositivo). Observou-se também que a instalação elétrica, normalmente, não era específica para o aparelho de raios X e sim, também para todos os outros equipamentos do consultório. Respeitando estas condições, e levando-se em consideração que a medida não foi realizada durante o funcionamento do aparelho de raios X, a tensão nominal da rede de energia elétrica de alimentação, em todos os equipamentos avaliados, comportou-se dentro do padrão aceitável (TAB. 1).

6.2 Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

Na TAB. 2, pode-se observar que a média dos aparelhos que não forneceram reprodutibilidade do tempo de exposição foi pequena, cerca de 7,4%. DANIEL¹² (1999), em uma pesquisa correspondente a um total de 932 equipamentos, verificou que 98% não apresentaram variações que excedessem o limite estabelecido. Em contrapartida, WESTPHALEN⁵⁸ et al. (2000), testaram 16 aparelhos e o resultado obtido mostrou certa preocupação, pois três aparelhos (18,7%) não apresentaram reprodutibilidade nos tempos de produção de raios X.

A falta de reprodutibilidade do tempo de exposição não garante o mesmo resultado em uma segunda tomada radiográfica, mesmo executada em condições idênticas à primeira. Neste caso, o resultado da radiografia obtida poderá ser o desejável ou ainda apresentar uma sobre ou subexposição, dependendo diretamente do momento da realização da radiografia.

6.3 Exatidão do Tempo de Exposição

Optou-se pela realização do referido teste, apesar do programa de garantia de qualidade em Radiologia Odontológica, previsto pela Portaria SVS-453⁶ (1998), não incluí-lo no conjunto mínimo de testes de constância.

A TAB. 3 apresenta a média de inexatidão do tempo de exposição de 70,64%. Em 1991, BRAGA Jr.⁵ realizou um trabalho em 127 aparelhos, cujos resultados mostraram uma imprecisão, referente ao tempo de exposição de 63,7%. COCLETE & CARVALHO¹¹ (1994) expõem que foram testados 32 aparelhos, onde os resultados obtidos permitiram verificar que 90,6% mostraram inexatidão. DANIEL¹² (1999) encontrou um índice menor (39,5%), justificando, contudo, que fora feito, quando possível, um ajuste de posição do seletor de tempo em relação à escala, no ato da aplicação do teste, pois, cerca de 98% dos equipamentos possuíam controlador de exposição do tipo eletrônico e, na maioria destes, o ajuste analógico. Em nosso trabalho, constatou-se que 88,6% dos aparelhos possuíam também cronômetro eletrônico

analógico e, portanto, passíveis de tal ajuste, o que provavelmente diminuiria o índice de inexatidão do tempo de exposição que foi encontrado. MONSOUR³⁸ et al. (1988), constataram que, somente 60% dos aparelhos pesquisados possuíam seletor de tempo de exposição do tipo eletrônico, e 25% eram regularmente ajustados. É importante ressaltar também, que foram encontrados 5,7% dos aparelhos que possuíam cronômetro do tipo mecânico, dispositivo não mais permitido pela legislação vigente. Na pesquisa de GOSS²⁴ (1985), o problema mais prevalente encontrado nos aparelhos de raios X foi a inexatidão do cronômetro de tempo de exposição mecânico. FROMMER & JAIN¹⁸ (1987), recomendam sua substituição por eletrônicos, para possibilitar o uso de filmes de alta sensibilidade.

Ainda com relação à exatidão do tempo de exposição, no trabalho de WESTPHALEN⁵⁸ et al. (2000), todos os aparelhos testados estavam inexatos.

A TAB. 3 permite ainda constatar que o maior índice de inexatidão verificou-se nos tempos de exposição menores, o que está de acordo com WATANABE⁵⁷ et al. (2000), os quais relataram que quanto menor o tempo de exposição utilizado, maior o erro.

Com o advento das radiografias digitais, estudos mostram a necessidade de se trabalhar com intervalos bastante curtos de tempo (HAITER²⁸ et al., 2000). Um novo filme periapical, enquadrado no grupo “F”, quanto à sensibilidade (Flow X-Ray, West Hempstead, NY, USA), foi motivo de pesquisa de FARMAN & FARMAN¹⁴ (2000), onde concluíram que o novo filme reduz a exposição do paciente pela metade, comparado com o filme “E”, sem detrimento da qualidade da imagem.

Diante do exposto, acha-se que, com a exigência cada vez maior de se ter curtos intervalos de tempo de exposição, a situação deverá, naturalmente, inverter-se com a procura de soluções das causas geradoras, dentre as quais, julga-se muito importante o chamado tempo de pré-aquecimento da ampola de raios X.

Ainda, de acordo com a TAB. 4, a média de 59,3% de inexatidão do tempo de exposição medido, estava abaixo do nominal. Estavam acima, cerca de 40,7%. Fato que poderá levar a uma sub ou sobre - exposição do filme radiográfico, gerando uma imagem sem qualidade, para a elaboração do diagnóstico, e lembramos agora, que o profissional deverá executar um processamento radiográfico correto,

e não adaptá-lo em função do tempo de exposição. Porém, foi observada uma situação bastante comum, ou seja, a compensação da sobre-exposição com um curto tempo de revelação, que de qualquer forma acarretará dose desnecessária ao paciente, além de uma imagem de baixa qualidade.

Em nosso trabalho, ficou demonstrado que a maioria dos profissionais optou pelas chamadas tabelas de exposição sugeridas, que de acordo com MOTA³⁹ et al. (1994), seu uso fornecerá resultados previsíveis e padronizados, com os quais concordamos, desde que o profissional tenha consciência em primeiro lugar da aplicação das regras que norteiam um correto processamento radiográfico, e em segundo lugar, da possibilidade de inexatidão do seletor de tempo de exposição do aparelho, considerando a reprodutibilidade nos tempos de produção de raios X, dentro do padrão aceitável.

Diante do exposto, julga-se a exatidão do tempo de exposição um fator importante na garantia de qualidade e segurança, sugerindo-se que, pelo menos, diante da inexatidão do cronômetro, sejam elaboradas tabelas com tempos corrigidos por profissional qualificado. Neste caso, bastaria apenas reprodutibilidade do tempo e

aplicação adequada dos procedimentos, levando-se em consideração que a inexatidão apresentada não é constante para todos os tempos que o aparelho oferece.

6.4 Tensão de Pico

A quilovoltagem é responsável pela qualidade dos Raios X, sendo um fator muito importante na determinação do contraste da imagem e da dose de radiação no paciente.

Para GOAZ & WHITE²² (1994) quanto maior o valor da quilovoltagem aplicada no tubo, maior é a energia do feixe de Raios X e, conseqüentemente, maior é o seu poder de penetração.

Segundo WUEHRNANN & MANSON - HING⁵⁹ (1985), aumentando-se a quilovoltagem em 15 kV, o tempo de exposição deve ser duas vezes menor, e vice - versa.

De acordo com GOSS²⁴ (1985), HORNER³⁰ (1994), TAVANO⁵⁵ (1996) e WATANABE⁵⁷ et al. (2000), o aumento da quilovoltagem é um autêntico modo de redução da dose, recomendando como “ideal” o uso de quilovoltagem ao redor de 70

kVp, pois, diminuiria a dose de entrada na pele e não diminuiria tanto o contraste radiográfico.

De acordo com a Portaria SVS-453⁶ (1998), em radiografias intra-orais, a tensão no tubo de raios X deve ser maior ou igual a 50 kVp, preferencialmente, maior que 60 kVp.

A TAB. 5 mostra que 42,9% dos aparelhos possuíam uma quilovoltagem nominal de 50 kVp.

No confronto de dados com outros autores, CAPELOZZA & CASATI ALVAREZ¹⁰ (1989) disseram que, dos aparelhos por eles pesquisados, notaram que a maior parte estava dentro de 50 kVp. BRAGA Jr.⁵ (1991), pesquisando 127 aparelhos, encontrou 61,4%. DANIEL¹² (1999) mostrou que 49,5% estavam dentro desta faixa. Alguns autores estrangeiros como NAKFOOR & BROOKS⁴⁰ (1992), numa amostra de 398 aparelhos, encontraram somente oito por cento com 50 kVp nominal. PLATIN⁴⁶ et al. (1998), em 937 aparelhos inspecionados, apenas 6,8% estavam abaixo de 60 kVp nominal. É fácil observar que, considerando o valor nominal de 50 kVp, os dados encontrados neste trabalho são muito próximos daqueles dos autores nacionais. Porém, a diferença torna-se grande, quando comparado

aos estrangeiros, provavelmente por haver maior restrição legal entre eles.

Ainda, na TAB. 5, nota-se que 41,4% dos equipamentos apresentaram quilovoltagem maior que 60 kVp, enquadrando-se, portanto, na recomendação da Portaria SVS-453⁶ (1998). Observou-se também que 57,1% dos aparelhos estavam com quilovoltagem nominal entre 60 a 70 kVp. Os resultados de FARMAN & HINES¹³ (1986) mostraram também grande variação da kVp nominal, e que a média ficou em torno de 70 kVp. HINTZE²⁹ (1993), pesquisando 249 aparelhos, relatou que mais de 40% dos dentistas possuíam modernas unidades radiográficas, com capacidade de voltagem entre 60 a 70 kVp. Notamos em nossa pesquisa, uma conscientização dos profissionais em utilizar um equipamento com maior quilovoltagem.

Em contrapartida, ao considerar-se a quilovoltagem efetiva nos GRAF. 8, 9, 10 e 11, notou-se que nos aparelhos com quilovoltagem nominal de 50 kVp, houve uma variação da quilovoltagem efetiva entre 46 a 54 kVp. Nos aparelhos com 60 kVp, encontramos de 49 a 65 kVp. Com 66 kVp, entre 54 a 61 kVp e

finalmente, com 70 kVp, apresentaram uma variação entre 56 a 72 kVp.

No trabalho de PREECE & JENSEN⁴⁷ (1983), estudando 35 aparelhos, constataram que a quilovoltagem pico efetiva variou de 62 a 77 kVp, enquanto que deveriam operar com 70 kVp. BRAGA Jr.⁵ (1991) apontou uma variação que ficou entre 40 a 60 kVp, quando a nominal era de 50 kVp. Entre 42 a 62 kVp, quando era de 60 kVp e entre 54 a 70 kVp, quando era de 70 kVp.

A Portaria SVS-453⁶ (1998), sobre a tensão de pico, prevista no programa de garantia de qualidade, define: a tensão medida no tubo não deve ser inferior a 50 kVp, com uma tolerância de -3 kVp. Na TAB. 6 observou-se que, do total de 70 aparelhos avaliados (nas quilovoltagens de 50, 60, 66, e 70 kVp nominal), apenas 1,7% estava abaixo desta recomendação. Deve-se salientar que este valor abaixo do mínimo aceitável (47 kVp) foram encontrados somente nos aparelhos com 50 kVp nominal (30 aparelhos → 6,7%). DANIEL¹² (1999), num total de 932 aparelhos pesquisados (nas quilovoltagens de 50, 60 e 70 kVp nominal), encontrou apenas 0,5% abaixo de 47 kVp. Deve-se salientar que, este resultado foi encontrado nos

aparelhos de 50 kVp nominal (461 aparelhos → 0,9%) e 60 kVp nominal (301 aparelhos → 0,6%). Comparando os nossos resultados com os de DANIEL¹² (1999) e guardando as devidas proporções do número de equipamentos avaliados, porém, nas mesmas quilovoltagens, notamos que os nossos resultados ficaram acima dos encontrados por esse autor. Isto nos leva a crer que a maior variação entre a quilovoltagem nominal e a efetiva se faz mais marcante nos equipamentos com 50 kVp nominal.

Ainda com relação a tensão efetiva no tubo, os GRAF. 8, 9, 10 e 11 mostraram que, se o mesmo critério, ou seja, a tolerância de -3 kVp fosse aplicada para os aparelhos de 60 kVp nominal, 54,5% estariam abaixo do mínimo aceitável, que seria de 57 kVp. Dentre aqueles com 66 kVp, todos estariam abaixo de 63 kVp, e os de 70 kVp nominal, 26,4% estariam operando abaixo de 67 kVp. Estes dados demonstram claramente que a quilovoltagem efetiva dos aparelhos pesquisados, no geral, foi menor que a nominal, fato que vem comprovar os achados de SYRIOPOULOS⁵³ et al. (1998) ao dizerem que vários estudos concluíram que a quilovoltagem nominal dos aparelhos de raios X não representa a efetiva.

6.5 Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar

Na TAB. 7 observa-se que um pequeno percentual, cerca de 6,5% dos equipamentos verificados, excederam o limite máximo estabelecido de 10%. O trabalho feito por DANIEL¹² (1999) mostrou que, em todos os aparelhos, a reprodutibilidade da taxa de Kerma no ar manteve-se dentro dos limites aceitáveis pela legislação vigente. O confronto destes dados, possivelmente, indicam certa coerência, uma vez que, neste trabalho, o erro aconteceu nos menores intervalos de tempo analisados (0.2 e 0.3 s) (TAB. 6). O menor tempo de exposição, analisado no trabalho do autor supra citado foi de 0.5 s. Sabemos que a tendência do erro acontecer é maior, quanto menor for o intervalo de tempo utilizado, já mostrado no item 6.3. O controle de qualidade previsto no programa da garantia de qualidade, da Portaria SVS-453⁶ (1998), inclui reprodutibilidade do tempo de exposição ou da taxa de Kerma no ar. DANIEL¹² (1999) é bem claro, quando diz que não é conveniente optar-se por somente um dos testes citados, justificando que, quando existir variações na rede elétrica e o aparelho não possuir ajuste automático de tempo, a reprodutibilidade do tempo de

exposição mantêm-se constante, porém a taxa de Kerma no ar sofre influência direta com essa variação.

Com base nos nossos resultados referentes à reprodutibilidade do tempo de exposição (desvio de 7,4%), reprodutibilidade da taxa de Kerma (desvio de 6,5%) e considerando que as oscilações da rede de energia elétrica, atualmente, já são compensadas, automaticamente, no aparelho, no limite de $\pm 10\%$ (PASLER⁴², 1999), e considerando também que o teste da reprodutibilidade do tempo como rotina é um procedimento mais simples de execução, torna-se coerente com a Portaria SVS-453⁶ (1998), ao deixar a opção por um dos testes, porém, sem contudo, discordar da opinião de DANIEL¹² (1999).

6.6 Linearidade da Taxa de Kerma no Ar com o Tempo de Exposição

É importante que a taxa de Kerma no ar seja linear com o tempo de exposição, ou seja, se tivermos uma determinada dose de radiação no tempo de 1.0 s, que a mesma seja metade em 0.5 s.

Nesta pesquisa, de acordo com a TAB. 8, a linearidade da taxa de Kerma no ar com o tempo de exposição não ultrapassou o desvio máximo estabelecido em nenhum dos aparelhos avaliados, o que consideramos um ponto bastante positivo. Resultado idêntico ao obtido por DANIEL¹² (1999).

6.7 Medição do Diâmetro e Alinhamento de Campo de Radiação

Segundo PINTO⁴⁴ et al. (1987) e SALES⁵⁰ et al. (1997), o diâmetro do feixe útil de radiação é de extrema importância para os procedimentos de radioproteção dos pacientes, do pessoal auxiliar e do profissional.

Conforme a Portaria SVS-453⁶ (1998), para radiografias intra-orais, o diâmetro do campo de radiação não deve ser superior a 6 cm na extremidade de saída do localizador. O GRAF. 12 mostrou que 45,7% dos valores de diâmetro do campo de radiação medidos, em nosso trabalho, estavam acima deste limite estabelecido.

Na pesquisa de LONGO & GIRARDI³⁴ (1998), de 63 aparelhos, o percentual que apresentou o diâmetro do feixe útil acima

do limite estabelecido foi menos elevado (30,1%). Numa pesquisa realizada na Grécia por SYRIOPOULOS⁵⁴ et al. (1998), encontraram o diâmetro do feixe útil maior que 6 cm em 10% dos aparelhos providos de localizadores abertos, e em 34% dos com localizadores cônicos fechados, totalizando, no geral, 44%. DANIEL¹² (1999) encontrou o resultado de 45,5%, percentual semelhante ao por nós encontrado. Já os resultados encontrados por GURGACZ & FLORES²⁶ (2000), foram bem superiores aos por nós encontrado, constituindo-se num dado mais preocupante, onde avaliando 37 aparelhos, 83,78% apresentavam o diâmetro do feixe útil medindo além de 6 cm.

Ainda, de acordo com o Portaria SVS-453⁶ (1998), valores de diâmetro do campo de radiação entre 4 e 5 cm são permitidos, apenas quando houver um sistema de alinhamento e posicionamento do filme, em nossa pesquisa o GRAF. 12 mostrou que somente 1,4% dos valores de diâmetro de campo de radiação medidos encontravam-se aproximadamente nessa faixa. DANIEL¹² (1999) encontrou uma percentagem um pouco maior (3,3%). Além disso, MOTA³⁹ et al. (1994) dizem que o campo do feixe útil deve estar centralizado e ser homogêneo. Os resultados obtidos em nossa pesquisa revelaram que

o desalinhamento do campo de radiação ocorreu em 47,1%. LONGO & GIRARDI³⁴ (1998) encontraram um resultado ainda maior, cerca de 85,7%.

Uma área de penumbra, circundando a imagem do feixe útil, apresentou-se em 60% dos casos. GURGACZ & FLORES²⁶ (2000) também encontraram uma marcante área de penumbra ao redor das imagens do feixe útil de radiação.

É importante ressaltar que, em nosso trabalho, alguns aparelhos pesquisados possuíam localizador cilíndrico aberto revestido internamente com uma lâmina de chumbo, constituindo-se dessa forma também em colimador, possibilidade relatada por WUEHRMANN & MANSON - HING⁵⁹ (1985). Neste caso, independentemente do sistema de colimação propriamente dito (diafragma), o diâmetro do campo de radiação poderia estar limitado em função do revestimento interno no localizador, que de acordo com DANIEL¹² (1999), não é aconselhável, visto que o feixe de radiação não pode coincidir com as extremidades do localizador. No caso de um diafragma adequadamente instalado, o localizador poderia ser até de acrílico transparente, o que facilitaria, de certa forma, a execução,

principalmente da técnica periapical da bissetriz, no que diz respeito à localização do marco de referência de entrada do feixe central de radiação, devido à melhor visualização.

6.8 Determinação do Tempo de Exposição com Escala de Densidade

Os nossos resultados indicaram que a predominância do “melhor” tempo de exposição nominal foi de 0.3 s, com 47,1%. O GRAF. 13 mostrou que o menor tempo de exposição nominal, utilizado pelos profissionais, foi da ordem de 0.4 s, portanto, 0.1 s acima do necessário, para a obtenção de radiografias com qualidade, em 47,1% dos profissionais.

De acordo ALTEMEYER¹ (1992), há necessidade de se obter uma boa radiografia com o mínimo possível de exposição ao paciente. Pelos nossos resultados acima citados, quanto ao tempo de exposição, a maioria dos profissionais, aparentemente, não se enquadrava dentro das recomendações.

O GRAF. 13 mostra, ainda, que o tempo de exposição nominal utilizado pelos profissionais concentrou-se em torno de 0.8 s,

com 27,1% e 0.5 s, com 25,7%. Porém, uma significativa parcela (18,7%) usava um tempo nominal de 1.0 s.

REBELLO⁴⁸ et al. (1994/1995), constataram que a maioria dos profissionais usava um tempo de exposição nominal de 0.5 e 0.6 s. Contudo, uma significativa parcela usava de 1.0 s e até 1.2 a 2.0 s (15,8% e 6,2% respectivamente). Comparando os nossos resultados com os da pesquisa citada, notamos uma tendência de concordância.

6.9 Determinação do Comprimento e Tipo do Localizador (distância foco - pele)

A Portaria SVS-453⁶ (1998) determina que os aparelhos de raios X intrabucais devem possuir um cilindro ou cone de extremidade aberta, para posicionar o feixe e limitar a distância foco-pele, no mínimo em 18 cm, para tensão de tubo menor ou igual a 60 kVp, mínimo de 20 cm entre 60 a 70 kVp (inclusive) e, no mínimo, 24 cm para tensão de tubo maior que 70 kVp.

A TAB. 9 mostra, considerando a tensão de tubo de 50 e 60 kVp, que a percentagem de localizadores com comprimento igual ou maior que 18 cm, foi de 31,7%. Na TAB. 10, na qual a tensão de tubo

é de 66 a 70 kVp, dos 29 aparelhos avaliados, 69% estavam com o comprimento do localizador dentro das especificações. Significa dizer que, na análise geral, considerando o total de aparelhos avaliados, 50,3% estavam de acordo com a legislação vigente, no que se refere ao comprimento do localizador.

Quanto ao tipo de localizador, 85,7% eram cilindros abertos, e 14,3% cones fechados (cones apontadores). Sabe-se que os localizadores do tipo cone fechado não são mais permitidos, em função da emissão de radiação secundária. KAUGARS³³ et al. (1985) relataram que 18,3% dos dentistas de Virgínia e da Flórida possuíam aparelhos de raios X com localizador deste tipo. Observaram também que, apesar de restrição legal sobre o uso dos cones fechados, esta prática não diminuiu muito rapidamente, visto que, em 1971, eram 66,6% e 1981, cerca de 33,8%. CAPELOZZA & CASATI ALVARES¹⁰ (1989), encontraram um percentual de 48,97%. NAKFOOR & BROOKS⁴⁰ (1992) em uma amostra aleatória de 398 dentistas da clínica privada de Michigan, encontraram 18% que tinham, pelo menos, um aparelho com localizador do tipo cone fechado. REBELLO⁴⁸ et al. (1994/1995) relataram que o localizador cônico

fechado estava presente em 37,5% dos aparelhos avaliados. SYRIOPOULOS⁵⁴ et al. (1998) numa pesquisa realizada na Grécia, entre 550 profissionais constataram que 51% dos aparelhos de raios X possuíam localizador do tipo cônico fechado, e como podemos notar um percentual superior dos percentuais acima citados.

Em nossa pesquisa não foram encontrados localizadores do tipo retangular, porém, FARMAN & HINES¹³ (1986) relataram que 28% dos pesquisados usavam colimador retangular sempre, 30%, algumas vezes, e 41%, nunca. SVENSON⁵² et al. (1996) afirmam que a mudança de um colimador cilíndrico aberto, com 6 cm de diâmetro de campo, por um retangular, com tamanho de campo correspondente a um filme nº 2, reduz a dose de radiação em, aproximadamente, 50%.

6.10 Padrão de Imagem Radiográfica

Os autores são unânimes em considerar o processamento radiográfico como um fator fundamental para a obtenção de uma alta qualidade da imagem radiográfica, e segundo GOULD & GRATT²⁵ (1982), a exposição dos pacientes à radiação desnecessária é um fato

bem documentado e resulta de deficiências não só dos equipamentos, mas, com maior frequência, do processamento de filmes.

O resultado por nós encontrado, referente às condições de processamento de filmes, mostrou certa preocupação, visto que somente 21,4% das radiografias obtidas foram consideradas de boa qualidade. 28,6% apresentaram “véu ou fog” (grau de escurecimento desnecessário). 50% estavam sub-reveladas, totalizando, portanto, 78,6% de radiografias com falta de qualidade. A análise dos trabalhos encontrados na literatura ao alcance, mostrou que GASPARINI²⁰ et al. (1992) constataram que das 17.078 radiografias consideradas erradas, 5.832 (31,25%) apresentavam apenas erros de processamento. MOTA³⁹ et al. (1994) citam que cerca de 85% dos dentistas, participantes de uma pesquisa das condições de processamento de filmes radiográficos, sub-revelavam seus filmes. BRIDGMAN & CAMPBELL⁷ (1995) relataram também que, numa pesquisa na Austrália, encontraram 33% de erros relacionados ao processamento radiográfico. SYRIOPOULOS⁵⁴ et al. (1998) relataram que apenas 20% das radiografias obtidas foram consideradas satisfatórias, com relação às condições do processamento radiográfico, resultado este,

como podemos observar, muito próximo do encontrado em nosso trabalho.

A Portaria SVS-453⁶ (1998) deixa bem claro que, para radiografias intra-orais, pode ser permitida a utilização de câmaras portáteis de revelação manual, desde que confeccionadas com material opaco. Neste trabalho, 94,3% dos profissionais utilizavam uma câmara portátil de revelação. Somente 5,7% se utilizavam de um “quarto-escuro”. Percebemos, portanto, que havia uma predominância pela utilização de câmaras portáteis de revelação manual, o que está de acordo com os resultados das pesquisas de CAPELOZZA & CASATI ALVARES¹⁰ (1989), REBELLO⁴⁸ et al. (1994/1995) e GURGACZ & FLORES²⁷ (2000).

PINHEIRO & LINO⁴³ (2000), num trabalho sobre higiene das radiações e proteção radiológica, foram enfáticos ao dizerem que as câmaras portáteis vermelhas, por serem transparentes, deverão ser revestidas de material opaco, não podendo possuir qualquer tipo de visor. Neste sentido, apenas 4,3% dos participantes desta pesquisa enquadram-se nesta recomendação.

Em ALVARES & TAVANO² (1998), são abordados alguns cuidados que devem ser tomados para a utilização adequada, e com sucesso, da câmara portátil de processamento, dentre os quais, o controle de entrada de luz. O que se percebeu em nosso trabalho, entre a maioria dos pesquisados, foi exatamente o contrário. Uma falta de conservação destas câmaras portáteis (rachadas, coladas, encaixe imperfeito da tampa, mangas rasgadas), constituindo-se, além de tudo (acrílico vermelho transparente), em mais um local de entrada de luz.

BOSCOLO⁴ et al. (s. d.) dizem que o componente mais crítico do controle de qualidade do processamento é a monitoração das soluções. Confirmando o que foi constatado, além de pouca quantidade nos recipientes, havia uma coloração escura, possivelmente já em processo de degradação.

Diante do exposto, não fica difícil justificar os 78,6% de radiografias insatisfatórias, quando se considerou apenas as condições de processamento de filmes radiográficos.

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos e no objetivo deste trabalho, pode-se concluir que:

- A tensão nominal da rede de energia elétrica comercial e a linearidade da taxa de Kerma com o tempo de exposição estavam dentro do padrão aceitável;
- A maioria dos aparelhos avaliados (70,4%), apresentaram inexatidão do seletor de tempo de exposição, com maior índice nos tempos menores e com a tendência do tempo real ser menor que o nominal;
- A quilovoltagem efetiva, no geral, foi menor que a nominal, porém, uma percentagem mínima (1,7%) estava abaixo do limite estabelecido pela legislação;

- Para a maioria dos aparelhos, confirmou-se a reprodutibilidade da taxa de Kerma e do tempo de exposição, permitindo, por isso, a elaboração de tabelas com tempos corrigidos, compensando a inexatidão dos seletores de tempo;
- Um percentual de 45,7% dos aparelhos precisavam correção imediata do tamanho do feixe útil de radiação e 47,1% de alinhamento;
- Cerca de 14,3% dos pesquisados estavam utilizando localizadores do tipo não mais permitido pela legislação (cones fechados), e 49,7% com o comprimento do localizador fora da especificação exigida, recomendando-se a substituição dos mesmos;
- Os valores de tempo de exposição nominal, utilizados pela maioria dos profissionais desta pesquisa, poderiam ser reduzidos, sem perda de qualidade da imagem;

- Somente 4,3% das câmaras escuras portáteis estavam de acordo com a legislação vigente e 78,6% dos profissionais não estavam seguindo as regras que norteiam o correto processamento de filmes;
- Os aparelhos de raios X avaliados, no geral, não estavam funcionando dentro dos padrões aceitáveis, e os profissionais não estavam trabalhando adequadamente dentro das normas preconizadas para o uso dos raios X.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ALTEMEYER, K.P. Dosimetry in dental radiology. **Bull. Hist. Dent.**, Chicago, v.40, n.2, p.73-77, Oct. 1992.
2. ALVARES, L.C., TAVANO, O. **Curso de radiologia em odontologia**. 4.ed. São Paulo : Santos, 1998. Parte-II, p.23
3. _____., _____., FREITAS, J.A.S. Estudo comparativo entre alguns materiais como substitutos para o tecido mole, no que concerne à absorção de raios x e emissão de radiação secundária. **Estomat. Cult.**, Bauru, v.3, n.2, p.153-166, jul./dez. 1969.
4. BOSCOLO, F.N. *et al.* **Programa de garantia de qualidade em radiologia odontológica**. Piracicaba : Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, [s.d.] 15p.
5. BRAGA Jr, D.L. **Contribuição ao estado da quilovoltagem nominal preconizada e tempo de exposição de diferentes modelos de aparelhos de raio X odontológico**. Piracicaba, 1991. 43p. Dissertação (Mestrado em Radiologia Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

* De acordo com a NBR-6023 de 1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviaturas de periódicos de conformidade com a “World List of Scientific Periodicals”

6. BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico:** regulamento técnico do Ministério da Saúde. Brasília, 1998. 24p.
7. BRIDGMAN, J.B., CAMPBELL, D.J. An update on dental radiology: quality and safety. **N. Z. dent. J.**, Auckland, v.91, n.403, p.16-21, Mar. 1995.
8. BUSHONG, S.C. **Radiologic science for technologists :** physics, biology and protection. 5th ed. Saint Louis : Mosby, 1988. Cap. 7, p. 124.
9. CAMPOS, A.A. *et al.* Métodos simplificados de avaliação do feixe útil de radiação. **Revta Ass. paul. Cirurg. Dent.**, São Paulo, v.50, n.3, p.258-261, maio/jun. 1996.
10. CAPELOZZA, A.L.A., CASATI ALVARES, L. Avaliação das condições de radioproteção em consultórios odontológicos na cidade de Baurú - SP. **Revta Ass. paul. Cirurg. Dent.**, São Paulo, v.43, n.4, p.193-195, jul./ago. 1989.
11. COCLETE, G.A., CARVALHO, A. Avaliação da precisão dos marcadores de tempo de exposição dos aparelhos de raios x odontológicos. **Revta Odont. UNESP**, São Paulo, v.23, n.1, p.149-158, 1994.

12. DANIEL, M.D. **Análise da aplicação de controle de qualidade em equipamentos de raios x odontológicos : procedimentos e contribuições para otimização.** Ribeirão Preto, 1999. 70p. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
13. FARMAN, A.G., HINES, V.G. Radiation safety and quality assurance in North American Dental Schools. **J. dent. Educ.**, Washington, v.50, n.6, p.304-308, June 1986.
14. FARMAN, T.T., FARMAN, A.G. Evaluation of new F speed dental X - ray film. The effect of processing solutions and a comparison with D and E speed films. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Goteborg, v.29, n.1, p.41-45, Jan. 2000.
15. FEIJÓ, R. **Discurso pronunciado na sessão de 17 de outubro de 1995, na Câmara dos Deputados, anexo IV - Gabinete 506.** Brasília, 1995.
16. FREITAS, A., ROSA, J.E., SOUZA, I.F. **Radiologia odontológica.** 4.ed. São Paulo : Artes Médicas, 1998. Cap. 1, p. 5.

17. FREITAS, L. **Radiologia bucal** : técnicas e interpretação. São Paulo: Pancast, 1992. Cap. 2, p. 23-24.
18. FROMMER, H.H., JAIN, R.K. A comparative clinical study of group D and E dental film. **Oral Surg.**, Saint Louis, v.63, n.6, p.738-742, June 1987.
19. GARCEZ FILHO, J.A., ROCHA, A.P.B., OLIVEIRA, M.L.B. Meios de proteção dos raios X : análise comparativa das condições de utilização entre profissionais da odontologia. **Revta gaúcha Odont.**, Porto Alegre, v.38, n.3, p.177-180, maio/jun. 1990.
20. GASPARINI, D. *et al.* Análise de erros radiográficos cometidos por alunos da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, no período de 1975 a 1988. **Revta Odont. Univ. S Paulo**, São Paulo, v.6, n.3/4, p.107-114, jul./dez. 1992.
21. GHILARDI NETO, T. **Garantia de controle de qualidade em radiodiagnóstico.** Ribeirão Preto : Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto - USP, 1998. 55p. [Apostila]
22. GOAZ, P.W., WHITE, S.C. **Oral radiology** : principles and interpretation. 3rd ed. Saint Louis : Mosby, 1994. Cap. 1, p. 1-23.

23. GOREN, A.D. *et al.* Survery of radiologic practices among dental practitioners. **Oral Surg.**, Saint Louis, v.67, n.4, p.464-468, Apr. 1989.
24. GOSS, K. Exposure normalization : technique (dent) program in Alberta. **J. Can. dent. Ass.**, Ottawa, v.51, n.5, p.361-364, May 1985.
25. GOULD, R.G., GRATT, B.M. A radiographic quality control system for the dental office. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Goteborg, v.11, n.2, p.123-127, 1982.
26. GURGACZ, M.S., FLORES, M.E. Aparelhos de raios X periapical - diâmetro do feixe útil de radiação. *In: JORNADA BRASILEIRA DE RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA*, 11., 2000, Passo Fundo. **Anais...** Rio Grande do Sul : Berthier, 2000. P.37-38.
27. _____, FLORES, M.E. Câmaras escuras portáteis para processamento químico radiográfico : teste de velamento. *In: JORNADA BRASILEIRA DE RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA*, 11., 2000, Passo Fundo. **Anais...** Rio Grande do Sul : Berthier, 2000. p.49-50.

28. HAITER, C. *et al.* A importância da correta seleção do tempo de exposição para os sistemas digitais CCD. *In: JORNADA BRASILEIRA DE RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA*, 11., 2000, Passo Fundo. **Anais...** Rio Grande do Sul : Berthier, 2000. P.85-86.
29. HINTZE, H. Radiographic screening examination: frequency, equipment, and film in general dental practice in Denmark. **Scand. J. dent. Res.**, Copenhagen, v.101, n.1, p.52-56, Feb. 1993.
30. HORNER, K. Review article; radiation protection in dental radiology. **Br. J. Radiol.**, London, v.67, n.803, p.1041-1049, Nov. 1994.
31. JONES, G.A., WOODS, M.A. State radiation safety Laws and the dental office. **Gen. Dent.**, Chicago, v.40, n.4, p.329-332, July/Aug. 1992.
32. KANTOR, M.L., HUNT, R.J., MORRIS, A.L. An evaluation of radiographic equipment and procedures in 300 dental offices in the United States. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.120, n.5, p.547-550, May 1990.
33. KAUGARS, G.E. *et al.* Dental radiologic survey of Virginia and Florida. **Oral Surg.**, Saint Louis, v.60, n.2, p.225-229, Aug. 1985.

34. LONGO, I.S., GIRARDI, J.L. **Mediação do diâmetro e alinhamento de campo dos aparelhos de raios X dos consultórios odontológicos de Balneário Camboriú (SC).** Itajaí, 1998. 36p. Monografia (Graduação em Odontologia) – Universidade do Vale do Itajaí.
35. MANSON-HING, L.R., BLOXOM, R.M.A. Stepwedge quality assurance test for machine and processor in dental radiography. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, v.110, n.6, p.910-913, June 1985.
36. MELO, M.F.B., FREITAS, A., ABRAMOWICZ, M. Condições de utilização dos aparelhos de raios X e medidas de prevenção das radiações X, por Cirurgiões - Dentistas na cidade de São Paulo. **Revta Fac. Odont. Univ. S Paulo**, São Paulo, v.23, n.2, p.89-105, jul./dez. 1985.
37. MENDES, E.S. **Qualidade em radiologia odontológica.** Campinas, 1994. 35p. Monografia (Graduação em Engenharia Clínica) – Centro de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica e Departamento de Engenharia Biomédica, Universidade Estadual de Campinas.
38. MONSOUR, P.A., KRUGER, B.J., BARNES, A. X - ray equipment used by general dental practitioners in Austrália. **Aust. Dent. J.**, Saint Leonards, v.33, n.2, p.81-86, Apr. 1988.

39. MOTA, H.C. *et al.* **Proteção radiológica e controle de qualidade em radiologia dentária** : a utilização segura da radiografia na prática odontológica. Rio de Janeiro : Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 1994. Cap. 2, 8, p. 9, 29.
40. NAKFOOR, C.A., BROOKS, S.L. Compliance of Michigan dentists with radiographic safety recommendations. **Oral Surg.**, Saint Louis, v.73, n.4, p.510-513, Apr. 1992.
41. OLIVEIRA, S.V., MOTA, H.C. **Curso básico de licenciamento e fiscalização em radiologia médica e odontológica**. Rio de Janeiro : Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 1993. Cap. 3, 5, p. 23, 61.
42. PASLER, F.A. **Radiologia odontológica**. 3.ed. Rio de Janeiro: Medsi, 1999. Cap. 1, p. 24.
43. PINHEIRO, J.C.G., LINO, A.P. Higiene das radiações e proteção radiológica. **Revta paul. Odont.**, São Paulo, v.22, n.1, p.30-33, jan./fev. 2000.
44. PINTO, P.R.S., CASTRO, A.L., PINTO, M.C.S. Monitoriação da radiação em odontologia. **Revta gaúcha Odont.**, Porto Alegre, v.35, n.4, p.269-273, jul./ago. 1987.

45. PLATIN, E., LUDLOW, J.B. Knowledge and adaption of radiographic quality assurance guidelines by general dentists in North Carolina. **Oral Surg.**, Saint Louis, v.79, n.1, p.122-126, Jan. 1995.
46. PLATIN, E., JANHOM, A., TYNDALL, D. A quantitative analysis of dental radiography quality assurance practices among North Carolina dentists. **Oral Surg.**, Saint Louis, v.86, n.1, p.115-120, July 1998.
47. PREECE, J.W., JENSEN, C.W. Variations in film exposure, effective KVp, and HVL among thirty - five dental x-ray units. **Oral Surg.**, Saint Louis, v.56, n.6, p.655-661, Dec. 1983.
48. REBELLO, I.M.E.R., LAMBERTI, P.R., RUBIRA, I.R.F. Estudo sobre proteção, qualidade e indicação em radiologia na cidade de Salvador. **Revta Fac. Odont. Univ. fedl Bahia**, Salvador, v.14/15, p.30-37, 1994/1995.
49. ROSENTHAL, E. **Cem anos da descoberta dos raios X**. São Paulo : Instituto Museu e Biblioteca de Odontologia de São Paulo, 1995. 151p.
50. SALES, M.A.O. *et al.* Aparelho de raios x odontológico: avaliação densitométrica da radiação de fuga do receptor da imagem. **RPG**, Porto Alegre, v.4, n.1, p.34-38, jan./fev./mar. 1997.

51. STEPHENS, R.G., KOGON, S.L., REID, J.A. Prescription radiography: a new concept for radiation protection in dental practice. **J. Can. dent. Ass.**, Ottawa, v.51, n.9, p.672-679, 1985.
52. SVENSON, B., SÖDERFELT, B., GRÖNDAHL, G.H. Attitudes of Swedish dentists to the choice of dental x-ray film and collimator for oral radiology. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Goteborg, v.25, n.3, p.157-161, June 1996.
53. SYRIOPOULOS, K. *et al.* A Radiographic method for measuring radiation dose based on beam quality. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Goteborg, v.27, n.5, p.287-292, Sept. 1998.
54. _____. *et al.* Mail survey of dental radiographic techniques and radiation doses in Greece. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Goteborg, v.27, n.6, p.321-328, Nov. 1998.
55. TAVANO, O. **A radiografia odontológica.** Bauru : Departamento de Estomatologia da Faculdade de Odontologia de Bauru - USP, 1996. 20p.
56. _____. O máximo de segurança e qualidade na obtenção de radiografias odontológicas com um equipamento de 70 kV. **Revta ABRO**, Bauru, v.1, n.1, p.35-40, jan./abr. 2000.

57. WATANABE, P.C.A., PARDINI, L.C., ARITA, E.S. Discussão das diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. **Revta Ass. Paul. Cirurg. Dent.**, São Paulo, v.54, n.1, p.64-72, jan./fev. 2000.
58. WESTPHALEN, F.H. *et al.* Controle de qualidade: exposição e processamento radiográfico na PUCPR. *In: JORNADA BRASILEIRA DE RADIOLOGIA ODONTOLÓGICA*, 11., 2000, Passo Fundo. **Anais...** Rio Grande do Sul : Berthier, 2000. P.49-50.
59. WUEHRMANN, A.H., MANSON-HING, L.R. **Radiologia dentária**. 5.ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1985. Cap. 1, 2, 4, p. 8, 35, 77.