



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE
MESQUITA FILHO”

LAURA MARIA COSTA OLAIA

**CONTROLE DE QUALIDADE EM RAIOS-X
ODONTOLÓGICO PERIAPICAL**

BOTUCATU

2011

LAURA MARIA COSTA OLAIA

**CONTROLE DE QUALIDADE EM RAIOS X
ODONTOLÓGICO PERIAPICAL**

Monografia de Laura Maria Costa Olaia,
apresentada junto ao Curso de Física Médica,
na área de Instrumentação em Radiodiagnóstico, como
requisito parcial à obtenção do título de Bacharel.

Orientador: Prof. Dr. Vladimir Eliodoro Costa

Botucatu

2011

LAURA MARIA COSTA OLAIA

**CONTROLE DE QUALIDADE EM RAIOS X
ODONTOLÓGICO PERIAPICAL**

Monografia apresentada junto ao Curso de Física Médica da Laura Maria Costa Olaia, na área de Instrumentação em Radiodiagnóstico, como requisito parcial à obtenção do título de Bacharel.

Orientador: Prof. Dr. Vladimir Eliodoro Costa

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. Vladimir Eliodoro Costa
Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”

Prof. Dr. Marcos Antonio de Rezende
Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”

Botucatu, 01 de Novembro de 2011

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, a Deus que me deu a oportunidade da Vida, que nos fortalece todos os dias com as belezas da Natureza, que é sábia, para enfrentar os desafios que surgem no caminho, e que ilumina meus pensamentos e aquece minha alma para poder ajudar ao próximo sempre.

Agradeço a toda minha família. A meus avôs, que sempre me amaram e me apoiaram. A meus pais, Thais e João, que além de meus anjos protetores são meu primeiro amor, que é eterno, e que os levo em meu pensamento e meu coração, por onde quer que eu vá. A meu irmão, por ser o meu mais antigo e mais fiel amigo, que tenho certeza que posso contar com ele há qualquer momento. A meus tios e tias, por compartilharem comigo minhas alegrias e tristezas, em especial à madrinha Tânia e ao padrinho Carlos que me ensinaram que o dia de hoje é o presente mais precioso que temos, e por isso devemos apreciá-lo com todo o nosso amor, para depois, quando olharmos para trás, sabermos que amamos de verdade. A meus primos, que dividem comigo, desde a infância, todas as minhas conquistas e derrotas.

Agradeço, também, aos amigos, que são de extrema importância na caminhada da Vida, pois nos apontam os defeitos, não para criticar, mas, sim, para ajudar na nossa evolução espiritual e nos tornamos uma pessoa melhor.

Agradeço, ainda, a Paulo Mota Craveiro pelas portas que abriu para que fosse possível concretizar o presente trabalho, sempre com sua generosidade, paciência, otimismo e solidariedade.

Agradeço, agora, e não menos importante, a Régis Ayres Stavarengo, que compartilha comigo a sua Vida e seus sonhos, há três anos. Três anos, esses, que me enchem de felicidade e que preenchem a parte mais importante do meu ser, o meu coração. É ele, a causa da minha disposição e energia para buscar e realizar meus sonhos, e sempre doar o melhor de mim ao que quer que faça.

Dedicatória

Aos meus pais, que são meu orgulho e exemplo de Vida.

Não precisamos de mais dinheiro, não precisamos de mais sucesso ou fama, não precisamos do corpo perfeito, nem mesmo do parceiro perfeito, agora mesmo, neste momento exato, dispomos da mente, que é todo o equipamento básico de que precisamos para alcançar a plena felicidade.

Dalai Lama

Resumo

Este trabalho tem por objetivo proporcionar requisitos de controle de qualidade e segurança em raios-x odontológico visando à obtenção de imagem de boa qualidade que permitam diagnósticos corretos, com redução da dose ao paciente, devido principalmente à repetição de exames realizados, e diminuição do custo. Os requisitos aplicam-se as atividades relativas ao controle de qualidade e dos procedimentos com o uso de radiação ionizante para fins de diagnóstico por imagem na odontologia, através da avaliação de um conjunto mínimo de parâmetros que devem ser testados ou verificados. O controle de qualidade segue a Portaria nº 453 do Ministério da Saúde de 01/06/1998, a Resolução SS nº 625 de 14/12/1994 e a Resolução nº 64 do Centro de Vigilância Sanitária - Secretaria da Saúde do Estado de São Paulo e Agência Nacional da Vigilância Sanitária - Ministério da Saúde.

Realizou-se o presente trabalho na cidade de Marília, São Paulo, em conjunto com a Empresa P&R Assessoria e Física Médica, em uma clínica odontológica da Universidade UNIMAR, no aparelho de raios-x utilizado no local. Os parâmetros físicos do aparelho foram testados com o auxílio de câmaras de ionização para medir taxas de radiação, eletrômetros para medir taxas de tempo, kV e doses, filmes radiográficos e aparatos de posicionamento.

Por fim, o trabalho realizado demonstra a necessidade e a importância do controle de qualidade, pois assegura o uso adequado dos aparelhos de raios-x, diminuindo os riscos para o paciente, para o dentista e para o público em geral, e mantendo a eficiência.

Palavras-Chave: Controle de Qualidade - Raios-X – Odontológico – Diagnóstico.

Abstract

The purpose of this work is to provide quality control requirements and security in dental x-rays in order to obtain good quality image which allows the correct diagnosis, which reduces the dose to the patient, mainly due to the repetition of tests, and decreasing cost. The requirements apply to related activities to quality control and procedures using ionizing radiation for diagnostic imaging in dentistry by evaluating a minimum set of parameters to be tested or verified. Quality control follows the Ordinance No. 453 of the Ministry of Health of 06.01.1998, SS Resolution No. 625 of 12.14.1994 and Resolution No. 64 of the Health Surveillance Center – Department of Health of Sao Paulo and National Health Surveillance Agency – Ministry of Health of Brazil.

This study was conducted in the city of Marilia, Sao Paulo, along with the Company P&R Consulting and Medical Physics, in a dental clinic of the University UNIMAR in the x-ray equipment used on that site. The physical parameters of the device were tested with the aid of ionization chambers to measure rates of radiation, electrometer to measure rates of time, kV and doses, radiographic films and positioning devices.

Finally, this work demonstrates the need and importance of quality control, which one ensures the proper use of x-ray machines, maintaining efficiency and at the same time it reduces the risks to the patient, to the dentist and to the general public.

Key – Word: Quality Control – X-Ray – Dental – Diagnostic.

Sumário

1. Introdução.....	10
2. Metodologia.....	14
2.1. Descrição Técnica do Aparelho de Raios X.....	14
2.2. Data e validade da Inspeção.....	14
2.3. Especificação dos Equipamentos de Medidas.....	14
2.4. Conjunto Mínimo de Parâmetros a serem Testados ou Verificados.....	15
3. Resultados e Discussão.....	21
4. Conclusão.....	28
5. Bibliografia.....	29

1. Introdução

Os raios X, descobertos em 1895 por Wilhelm Conrad Röntgen, professor de Física da Universidade de Würzburg, na Alemanha, renderam-lhe o primeiro Prêmio Nobel de Física, em 1901 [1], e abriram um caminho muito importante na área de diagnóstico por imagem, tanto no ramo da Medicina como no Industrial. Esta importância deve-se ao fato da capacidade de atravessarem certos materiais, e possuindo um filme radiográfico ao final desta travessia, é possível observar os componentes internos dos materiais, sem a necessidade de abri-los.

Röntgen empenhou-se em descobrir a natureza dos raios X, porém não obteve sucesso. Somente em 1912 é que a natureza dos raios X foi firmemente estabelecida como sendo onda eletromagnética de comprimento de onda muito menor que o da luz, por Max Von Laue (1879-1960), físico alemão que concebeu a idéia de usar um cristal como rede de difração em experimentos de difração de raios X. Ele publicou artigo a respeito em 1912 e recebeu o Prêmio Nobel de Física em 1914. Entretanto, naqueles anos havia um debate quanto à natureza da luz, se era onda ou partícula. Somente em 1920, com a teoria da dualidade onda-partícula, é que ficou estabelecido que a luz e os raios X apresentam caráter dual, e foi dado o nome de fóton à partícula associada à onda eletromagnética. [1]

Um tubo emissor de raios X, representado na Figura 1, é composto, basicamente, de uma ampola de vidro imersa em um óleo refrigerante, a qual possui, internamente, um catodo constituído de um filamento e um anodo, conectados a uma diferença de potencial. O filamento, ao ser aquecido, emite elétrons que são acelerados por uma diferença de potencial, na ordem de quilovolts, entre os eletrodos: catodo e anodo. Quando os elétrons atingem o alvo, que geralmente é feito de metal de alto ponto de fusão, como o tungstênio ou o molibdênio, produzem raios X. [1]

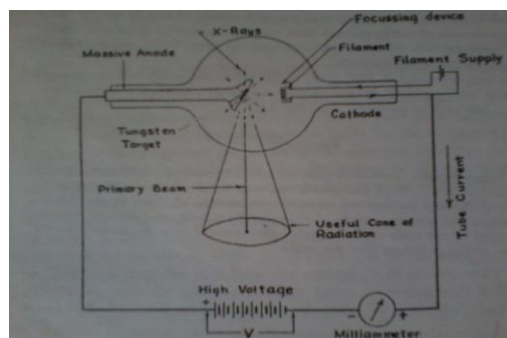


Figura 1: Diagrama de um tubo de raios X. [2]

Em um tubo de raios X, a maioria dos elétrons incidentes sobre o alvo perde energia cinética de modo gradual nas inúmeras colisões, convertendo-a em calor. Esse é o motivo pelo qual o alvo deve ser feito de material de alto ponto de fusão, como o tungstênio (W, do sueco *tung sten* = pedra pesada, com ponto de fusão de 3.695 K) ou o molibdênio (Mo, do grego *molybdaina* = chumbo, com ponto de fusão de 2.896). Em geral, é ainda necessário resfriar o tubo por meio de diversas técnicas de refrigeração, que incluem materiais com grandes massas térmicas, cujo calor é extraído com circuito fechado de óleo e água corrente. [1]

Os processos fundamentais envolvidos na produção de raios X são dois. Em um deles, os raios X produzidos, chamados raios X de freamento, apresentam um espectro contínuo de energias, e no outro, chamados raios X característicos ou de fluorescência, um espectro de linhas ou raias, com energias bem definidas. Vale lembrar que toda vez que nos referimos a espectro, estamos aludindo a um gráfico de quantidade de fótons emitidos em função, ou da energia do fóton, ou da frequência, ou do comprimento de onda da onda eletromagnética. [1]

Na radiação de freamento, uma pequena fração dos elétrons incidentes no alvo aproxima-se dos núcleos dos átomos, que constituem o alvo. Eles podem perder, de uma só vez, uma fração considerável de sua energia, emitindo um fóton de raio X. Em outras palavras, um fóton de raio X é criado quando um elétron sofre uma desaceleração brusca devido à atração causada pelo campo coulombiano do núcleo. Os raios X assim gerados são chamados radiação de freamento, tradução da palavra alemã *Bremsstrahlung*, e podem ter qualquer energia, que depende do grau de aproximação do elétron do núcleo e da energia cinética do elétron. Assim, o espectro de raios X de freamento é contínuo, ou seja, os fótons de raios X produzidos podem ter qualquer energia, desde valores próximos a zero até um valor máximo, que é toda a energia cinética K do elétron ao atingir o alvo, dado por:

$$K(\text{elétron}) = eV = E_{\text{máx do fóton}} = h\nu_{\text{máx}} = hc/\lambda_{\text{mín}} \quad (1)$$

Onde e é a carga do elétron e V é a diferença de potencial aplicada entre o catodo e o anodo; ν e λ são, respectivamente, a frequência e o comprimento de onda da radiação X. Essa relação é conhecida como Lei de Duane e Hunt. [1]

A energia máxima $E_{\text{máx}}$ do fóton independe do material de que é feito o alvo, e depende somente da diferença de potencial V . A Figura 1 mostra o espectro contínuo de raios X produzidos em um tubo com alvo de tungstênio, para três valores do potencial

acelerador. Ele é um gráfico de intensidade relativa (número relativo de fótons por comprimento de onda em unidades arbitrárias) em função do comprimento de onda da radiação de *Bremsstrahlung*. Nota-se que quanto maior a voltagem, maior a eficiência na produção de raios X, e que o valor de λ_{\min} é inversamente proporcional a V. A Figura 2 mostra o processo de geração de um fóton de radiação de freamento. [2]

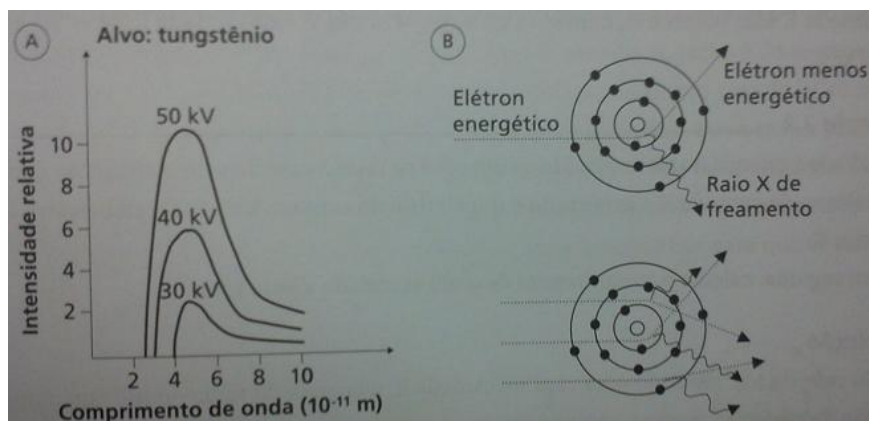


Figura 2: (A) Espectro contínuo de raios X emitidos de um tubo com alvo de W, para três valores de potencial acelerador. A intensidade relativa é proporcional ao número de fótons de uma dada energia; (B) Processo de geração de um fóton de raio X de freamento. [1]

Além dos raios X de freamento, outros fótons chamados raios X característicos podem ser simultaneamente produzidos em um tubo. Diferentemente dos fótons de freamento, que independem do material de que é feito o alvo e podem ter qualquer energia com limite no valor máximo, os raios X característicos mostram uma assinatura do material e têm espectro de energia discreto. Estes foram descobertos por Charles Grover Barkla, que recebeu o Prêmio Nobel de Física em 1917. [1]

A Figura 3 mostra o espectro de comprimento de onda de raios X produzidos em um tubo com alvo de W e Mo, quando se aplica um potencial acelerador de 35 kV. O espectro com alvo de W só contém radiação de freamento, pois a energia do elétron de 35 kV incidente no alvo não é suficiente para arrancar um elétron da camada K, visto que sua energia total é de $-69,5$ keV. Note que o comprimento de onda mínimo do fóton da radiação de freamento emitido, que não depende do material de que é feito o alvo, é o mesmo para os dois alvos. Observe também que na Figura 2, mesmo com o potencial acelerador de elétrons de 50 kV, ainda não aparece o espectro de linha no caso do alvo de W, como é de esperar. A emissão de fótons que irão compor o espectro de linha num

tubo com alvo de W só ocorre com a diferença de potencial maior de 69,5 kV. É interessante notar que a maior parte dos raios X emitidos é de freamento. Isso ocorre porque a quantidade de raios X característicos no feixe não aumenta muito com a tensão de aceleração, enquanto que a de raios X de freamento aumenta fortemente. [2]

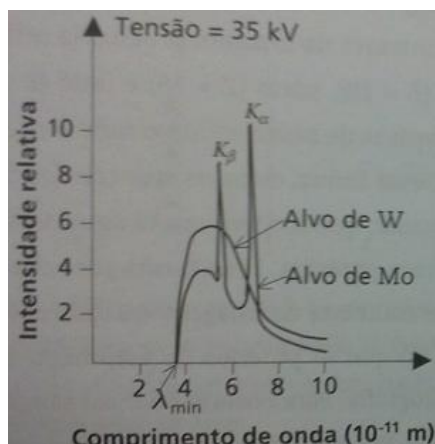


Figura 3: Espectro de raios X emitidos por um tubo com alvo de Mo e por outro de W, quando elétrons são acelerados por uma diferença de potencial de 35 kV. [1]

O uso dos raios X para radiografar a parte interna dos corpos baseia-se na absorção diferenciada de seus fótons por diferentes tecidos do corpo: o feixe que atravessa tecidos mais absorvedores tem menor intensidade ao atingir o filme radiográfico do que o que atravessou tecidos menos absorvedores, gerando contraste na imagem produzida no filme. Elementos de alto número atômico, como cálcio ($Z = 20$), bário ($Z = 56$) e iodo ($Z = 53$), são melhores absorvedores de raios X do que elementos de baixo número atômico, como hidrogênio ($Z = 1$), carbono ($Z = 6$) e oxigênio ($Z = 8$). [2]

As características dos raios X são expressas em função do que chamamos quantidade e qualidade do feixe. A quantidade refere-se ao número de fótons de um feixe e a qualidade, à energia dos fótons. A qualidade pode ser entendida como dureza do feixe, isto é, sua capacidade de penetração, e já foram usados termos como raio X mole e raio X duro. [2]

O objetivo do presente trabalho é avaliar a qualidade dos raios X emitidos pelo aparelho de radiodiagnóstico odontológico periapical ou extra-oral, além de avaliar os outros parâmetros físicos envolvidos na eficiência do equipamento, para assegurar baixo risco ao paciente e ao dentista, e uma boa qualidade da imagem.

2. Metodologia

- 2.1. Descrição Técnica do Aparelho de Raios X:

Marca: Dabi Atlante

Modelo: Spectro II

Ano: 1991

Nº de Série: 009830

kVp máximo: 60 – Monofásico

mA máximo: 10

Tempo de exposição máximo: 2,5 s

Comprimento do cordão disparador: 3,00 m

Filtração Total: 2,0 mm Al

Material do alvo: Tungstênio (W)

Acessórios plumbíferos: 01 avental e 01 colar

- 2.2. Data e Validade da Inspeção:

Data: 01/10/2011. Validade de dois anos.

- 2.3. Especificação dos Equipamentos de Medidas:

a) kVp Meter Radcal - Type 9001 – Unfors Instruments. Calibrado na USP IEE, 17/01/2011, Certificado nº 70762;

b) Cronômetro Digital MRA X-Ray Timer Modelo CQ03, Relatório Preliminar de Calibração do CIDRA/USP. Certificado nº 0015-05/2010.

c) Radcal Corporation Model: 9015 - Ion chamber model: 10X5-180. Certificate of Conformance nº 0128/2011, S/N 7198 – Radcal Corporation. Calibrado no IPEN/CNEN, 28/03/2011.

d) Dose&Dose Rate Meter, Unfors Instruments – Model 6003, nº de série 55313. Certificate of Conformance nº 1302-5/2010 – Radcal Corporation/NIST and Swedish National Testing and Research Institute;

- e) Fluke - Victoreen Model 8000 - Nero mAx X-Ray Test Device. Calibrado na USP IEE, 20/04/2011, Certificado nº 71337/71336.
- f) Victoreen-HVL, placas de alumínio;
- g) Filme Radiográfico 13x18;
- h) Instrumento de controle de qualidade CQ-06, com padrão de barras, fabricado pela MRA;
- i) Trena;
- j) Nível de Bolha;
- k) Aparato de Posicionamento PR.

- 2.4. Conjunto Mínimo de Parâmetros a Serem Testados ou Verificados:

- Tensão de Pico:

O teste da tensão de pico tem como objetivo verificar se o valor do kV indicado no equipamento corresponde ao valor real do feixe.

Posiciona-se o detector do Nero Max, mostrados nas Figuras 4 e 5, sobre uma mesa, que esteja corretamente nivelada, com o auxílio do nível de bolha. Com o auxílio da trena, mede-se uma distância de 30 cm, perpendicular ao detector, e neste ponto posiciona-se o aparelho de raios X, que também deve ser corretamente nivelado, com a abertura do cone voltada para a área de detecção. Efetua-se a exposição por 1 s. Os resultados são diretamente apresentados por um programa de computador conectado ao Nero. Efetua-se mais outras três exposições para obtenção dos resultados. Os valores aceitáveis de kVp para aparelhos de raios-x odontológicos periapicais devem ser igual ou maior do que 50, ou que o valor aferido tenha no máximo 10% de erro sobre o valor nominal segundo a Portaria nº 453 do Ministério da Saúde de 1998 – Capítulo 5, a qual também permite uma tolerância de ± 3 kV [3]. [4]



Figura 4: Detector do Nero mAx, com cartão de filtro do mesmo equipamento.

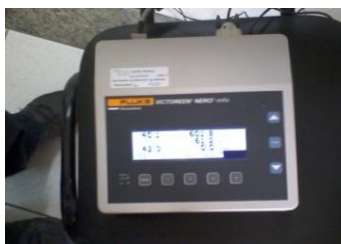


Figura 5: Aparelho Fluke Victoreen Model 8000 Nero mAx Test Device.

- Reprodutibilidade do Tempo de Exposição:

O teste do tempo de exposição tem como objetivo verificar se o valor de tempo de exposição indicado no equipamento, mostrado na Figura 6, é reprodutível ao valor real.

Posiciona-se o cronômetro digital, mostrado na Figura 7, sobre uma mesa que esteja corretamente nivelada, com o auxílio do nível de bolha. Posiciona-se o aparelho de raios X, que também deve ser corretamente nivelado, bem próximo ao detector com a abertura do cone voltada para a área de detecção. Seleciona-se um valor nominal de tempo do aparelho, efetua-se o disparo dos raios X e registra-se o valor medido pelo eletrômetro. Repete-se, no mínimo, mais duas vezes o mesmo processo e calcula-se a média. Compara-se, então, a média com o valor nominal calculando-se o desvio percentual entre eles. Selecionam-se, ainda, mais outros quatro valores nominais de tempo e repete-se o mesmo procedimento para cada um destes. O seletor de tempo de exposição deve garantir exposições reprodutíveis de modo que o desvio (diferença entre duas medidas de tempo de exposição) máximo seja menor ou igual a 10% do valor médio, para quatro medidas, segundo a Portaria nº 453 do Ministério da Saúde de 1998 [3]. [4]



Figura 6: Seletor do tempo de exposição e disparador do equipamento de raios X.



Figura 7: Cronômetro digital MRA.

- Camada Semi-Redutora (CSR) do Feixe de Raios X:

A camada semi-redutora tem por finalidade medir a filtração total do equipamento, de acordo com as especificações pelas Normas de Proteção Radiológica.

Posiciona-se o detector do Nero mAx sobre uma mesa que esteja corretamente nivelada, com o auxílio do nível de bolha. Com o auxílio da trena, mede-se uma distância de 40 cm, perpendicular ao detector, e neste ponto posiciona-se o aparelho de raios-x, que também deve ser corretamente nivelado, com a abertura do cone voltada para a área de detecção, como mostrado na Figura 8. Efetua-se o disparo dos raios X. As medidas são diretamente calculadas e mostradas em um programa de computador conectado ao Nero. Em seguida, coloca-se o aparato de posicionamento entre o detector e o aparelho, e sobre o aparato posiciona-se a placa de alumínio de 0,8 mm, em seguida a de 1,0 mm e por fim as duas sobrepostas, somando em 1,8 mm de alumínio. Efetua-se o disparo dos raios X para cada espessura mencionada. O programa conectado ao Nero informa, através de um gráfico, qual o valor da espessura da camada semi-redutora. A Portaria nº 453 do Ministério da Saúde de 1998 determina uma espessura mínima de 1,30 mm de alumínio para aparelhos de raios-x que operam com 60 kV [3]. [4]



Figura 8: Posicionamento para o teste da camada semi-redutora do aparelho de raios X.

- Tamanho do Campo Ionizante na Pele do Paciente:

O objetivo deste teste é verificar se o aparelho expõe o paciente com feixe primário em regiões do corpo desnecessárias para o diagnóstico, por exemplo, o cristalino e a tiróide.

Posiciona-se um filme radiográfico 13x18, devidamente fechado dentro de um envelope escuro protetor, sobre uma mesa que esteja corretamente nivelada, com o auxílio do nível de bolha. Posiciona-se a abertura do cone do aparelho, também corretamente nivelado, a 1 cm do filme, ocupando metade da área do mesmo, como mostrado na Figura 9. Efetua-se o disparo dos raios X. Em seguida, coloca-se um posicionador sobre a outra metade da área do filme e desloca-se o aparelho para que se posicione com a abertura do cone voltada para a extremidade livre do posicionador. Efetua-se, novamente, o disparo dos raios X e, então, revela-se o filme para posterior análise. [4]

O localizador deve ter formato cilíndrico e possuir janela de saída aberta. Também deve ser tal que, entre o ponto focal e a pele, as distâncias não sejam menores que 10 cm para tensões de operação até 50 kV e 18 cm para tensões superiores a 50 kV e inferiores a 70 kV [5]. Portanto mede-se o comprimento do cone localizador, a partir do foco do tubo (representado por um ponto preto na capa do tubo) até a abertura do cone. Além disso, o localizador deve limitar o campo de radiação ionizante na extremidade do cilindro a um diâmetro máximo de 7 cm para distâncias foco-pele acima de 18 cm e 6 cm para distâncias inferiores ou igual a 18 cm [5]. Valores entre 4 e 5 cm são permitidas apenas quando houver um sistema de alinhamento e posicionamento do filme [3].



Figura 9: Esquema para executar os raios-x sem o posicionador.

- Dose de Entrada na Pele do Paciente:

O teste de dose de entrada na pele tem como objetivo obter a dose dada na entrada da pele do paciente, utilizando ou não o posicionador de filme, para diferentes valores de tempo de exposição.

Posiciona-se o dosímetro Dose&Dose Rate Meter, mostrado na Figura 10, sobre uma mesa que esteja corretamente nivelada, com o auxílio do nível de bolha. Posiciona-se o aparelho de raios X, que também deve estar corretamente nivelado, com a abertura do cone voltada para a área de detecção a uma distância de 1 cm do mesmo. Seleciona-se um valor de tempo do aparelho. Efetua-se a exposição e registra-se o valor medido pelo dosímetro. Repete-se, no mínimo, mais uma vez o mesmo processo e calcula-se a média. Selecionam-se outros quatro valores diferentes de tempo de exposição nominal e repete-se o mesmo procedimento para cada um destes. Em seguida, coloca-se um posicionador sobre o detector e desloca-se o aparelho para que se posicione com a abertura do cone voltada para a extremidade livre do posicionador. Retira-se, então, o posicionador e efetua-se a exposição. Registra-se o valor medido pelo dosímetro. Repete-se, no mínimo, mais uma vez o mesmo processo e calcula-se a média. Este mesmo procedimento deve ser feito para os outros quatro valores diferentes escolhidos de tempo de exposição do aparelho. [4]



Figura 10: Dispositivo de medida de dose de radiação X.

- Ponto Focal:

O teste do ponto focal tem como objetivo verificar o tamanho do ponto focal do equipamento de raios X.

Posiciona-se o instrumento de controle de qualidade CQ-06, composto de um cilindro de acrílico com altura de 15,5 cm, sobre o centro de um filme 13x18, em cima de uma mesa nivelada, deixando a extremidade que inclui o padrão de barras livre e a uma distância de 46 cm do ponto focal do tubo, como mostrado na Figura 11. Efetua-se a exposição durante 1 s. Revela-se o filme. O padrão de barras radiografado é observado para se analisar a resolução da largura e do comprimento apresentado pelos grupos de barras. Um grupo de barras é considerado resolvido quando as imagens de todas as três barras puderem ser vistas claramente sobre a área do filme que foi exposta aos raios X. [4]



Figura 11: Posicionamento correto para o teste do ponto focal do aparelho de raios X.

- Rendimento do Tubo de Raios X:

O teste do rendimento do tubo tem como objetivo avaliar o desempenho do aparelho de raios-x em relação à dose e à corrente.

Posiciona-se a câmara de ionização 9015-10x5-180 da Radcal sobre uma mesa, devidamente nivelada, a 1 m do ponto focal e alinhada com o tubo de raios X, conforme a Figura 12. Realiza-se a exposição com um tempo de 1 s e registra-se o valor de taxa de kerma no ar calculado pela câmara Radcal. Realizam-se quatro exposições e encontra-se a média entre as quatro. Em seguida calcula-se o rendimento, que é definido na Resolução nº 64 pela Agência Nacional da Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde como a Equação 3. Os valores aceitáveis para o rendimento dos equipamentos de raios X odontológicos devem ser acima de 10 uGy/mA.s, até 80 uGy/mA.s, conforme a Portaria nº 453 do Ministério da Saúde de 1998 [3]. [4]



Figura 12: Posicionamento correto para o teste do rendimento do tubo de raios-x.

$$R(\mu\text{Gy}/\text{mA}\cdot\text{s}) = L \cdot f(P,T) \cdot 60 / I \cdot t \quad (3)$$

Onde:

L = média das leituras em mGy;

f(P,T) = fator de correção para pressão e temperatura;

t = tempo de exposição em segundos;

I = corrente em mA.

3. Resultados e Discussão

- Tensão de Pico:

Para os resultados serem adquiridos, usamos Nero mAx, e com ele obtivemos valores de kVp médio, kV efetivo, kV máximo e os resultados para o limite de 10%, listados na Tabela 1.

Tabela 1: Valores de kV obtidos.

kV médio	kV efetivo	kV Maximo	Critério de 10%
42,2	39,9	48,0	Falho
42,3	40,0	48,3	Falho
42,2	40,0	48,2	Falho
42,5	39,9	49,2	Falho

A Figura 13 mostra o gráfico, obtido pelo Nero mAx, do formato de onda gerado pelo aparelho, onde podemos ver os picos de energia por volta dos 40kV e sua forma monofásica não rebatida.

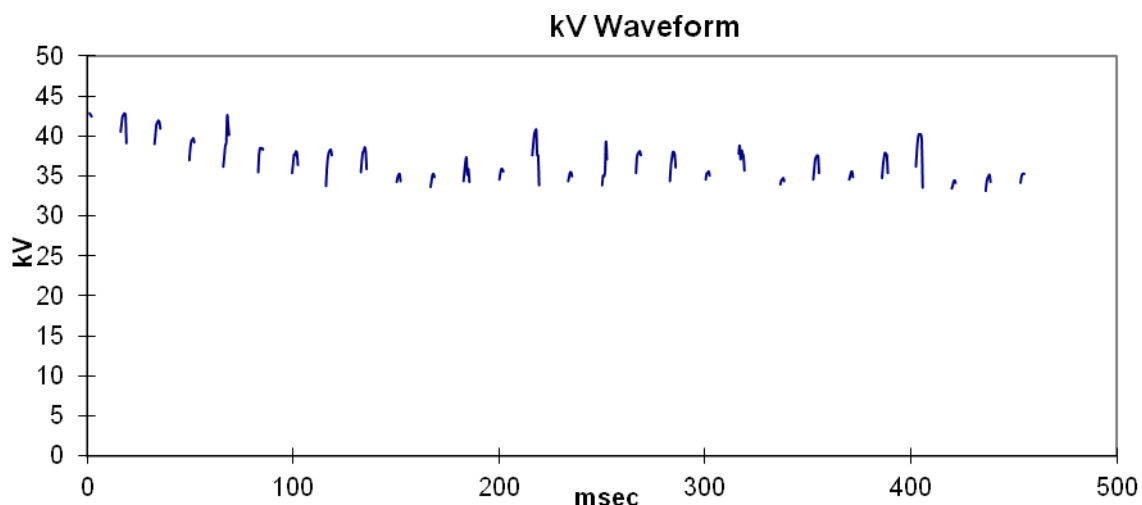


Figura 13: Gráfico da forma de onda do kV do aparelho de raios-x, obtido pelo Nero mAx.

Nota-se, analisando os resultados obtidos, que o valor real de kV apresentou boa exatidão, ou seja, não apresentou grandes desvios nas medidas consecutivas. Porém, não apresentou boa reprodutibilidade, pois o valor real não corresponde ao valor nominal. Pelo fato de o aparelho de raios X possuir de fábrica 60 kV, e sendo que a Secretaria da Saúde permite, para raios X odontológicos, apenas aparelhos cujo kV seja igual ou maior que 50, ou que o valor aferido tenha no máximo 10% de erro sobre o valor nominal, conclui-se que este aparelho está fora dos limites ditados na Portaria nº 453 do Ministério da Saúde de 1998 – Capítulo 5 [3]. O aparelho testado encontra-se em funcionamento há mais de 20 anos, e, devido a este fato, uma possível causa do decréscimo na energia de pico deste aparelho são que as partículas liberadas após a colisão dos raios catódicos no alvo ocupam espaço na ampola, fazendo com que se aumente a interação entre essas partículas e o feixe produzido de radiação X, que por sua vez, perde energia.

O correto para este caso é a manutenção, que implica na troca da ampola de raios X.

- Reprodutibilidade do Tempo de Exposição:

As médias dos valores medidos pelo cronômetro digital foram listadas na Tabela 2 para análise do desvio percentual.

Tabela 2: Reprodutibilidade do tempo de exposição.

Tempo Nominal (seg)	0,7	0,8	1,0	2,0
Tempo Real (seg)	0,5415	0,6745	0,89	1,891
Desvio (%)	22,64	15,58	11	5,45

O seletor de tempo de exposição deve garantir exposições reprodutíveis de modo que o desvio (diferença entre duas medidas de tempo de exposição) máximo seja menor ou igual a 10% do valor médio, para quatro medidas, segundo a Portaria nº 453 do Ministério da Saúde de 1998 – Capítulo 5 [3]. Portanto, o aparelho apresentou apenas um desvio satisfatório em quatro, o que significa que o mesmo está irregular. Mesmo com o fato de que os valores reais de tempo de exposição sejam lineares, é necessária uma manutenção no controle do tempo de exposição, pois o aparelho apresentou outras irregularidades que o tornam indevido para o uso clínico, na atual situação.

- Camada Semi-Redutora (CSR) do Feixe de Raios-X:

Com o auxílio do Nero mAx, obtivemos as Tabelas 3 e 4 e o gráfico mostrado na Figura 14, que mostram a espessura correta da camada semi-redutora.

Tabela 3: Valores de exposição em relação à espessura de alumínio.

mmAl	mR	Exposição Normalizada
0	79,8	1,000
0,8	51,0	0,639
1,0	45,3	0,568
1,8	33,1	0,414

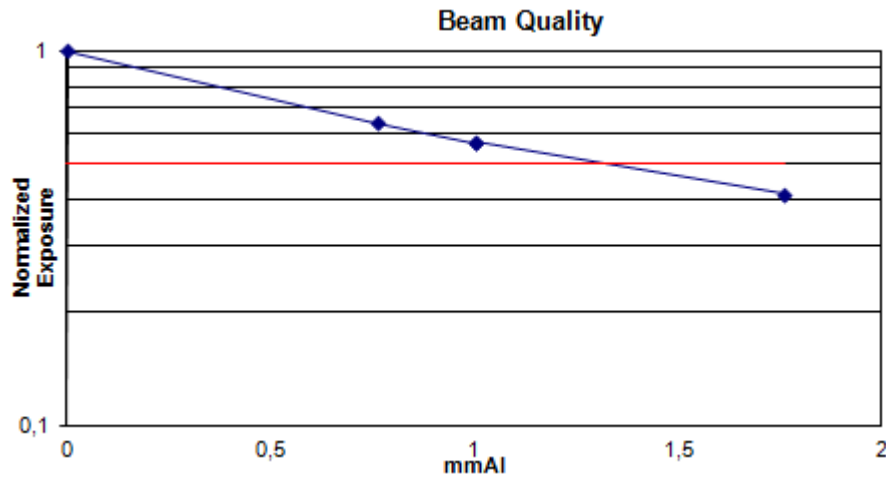


Figura 14: Gráfico da espessura da camada semi-redutora obtido pelo Nero mAx.

Tabela 4: Critérios para avaliação do resultado.

CSR mínima	1,20
CSR Calculada	1,31
Critério Falho/Válido	Válido

A partir da Tabela 4 concluímos que a camada semi-redutora está dentro dos limites de aceitação, previstos no Capítulo 5 da Portaria nº 453 do Ministério da Saúde de 1998 [3].

- Tamanho do Campo Ionizante da Pele do Pele:

O cone localizador apresentou, após a medição, um comprimento de 18 cm, ou seja, este parâmetro está dentro da norma permitida [5].

Com o filme revelado, apresentado na Figura 15, analisou-se o tamanho e a uniformidade das imagens obtidas para obter o tamanho do campo ionizante e se a qualidade da imagem está ou não satisfatória.

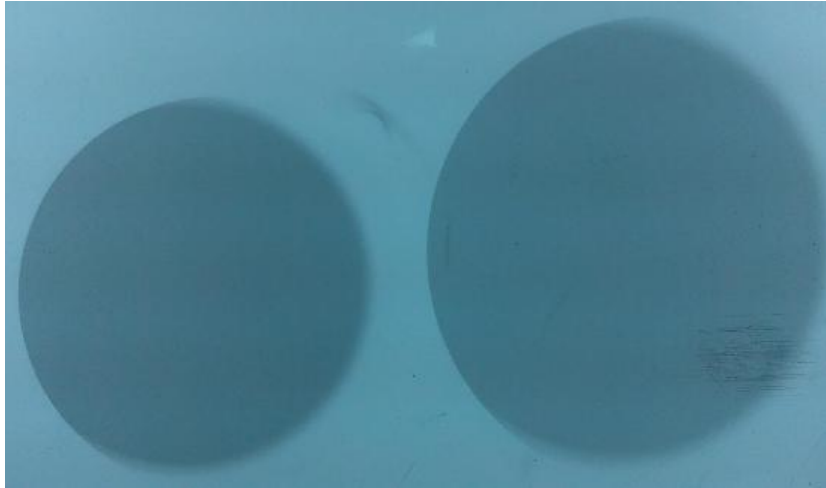


Figura 15: Foto da imagem do filme radiográfico obtido no teste do tamanho do campo ionizante.

Atualmente, o uso dos posicionadores para radiografias intra-orais em Odontologia se faz no sentido da não necessidade do profissional ou paciente segurar o filme, e também para se obter um correto alinhamento na direção do feixe do filme. Porém, o uso do posicionador aumenta o campo de radiação, bem como a possibilidade de o cristalino ocular estar neste campo, principalmente em radiografias no maxilar superior, e com mais certeza em crianças.

A medição do diâmetro do campo ionizante ficou prejudicada, pois as imagens não apresentaram uma circunferência perfeita. Também foi observada uma não uniformidade na nitidez das bordas das imagens obtidas, conclui-se que a ampola de raios X ou o cone plumbífero estão irregulares, e, sendo assim, é necessária uma manutenção para melhora da qualidade da imagem e alinhamento do campo ionizante.

- Dose de Entrada na Pele:

As médias dos valores de dose de entrada na pele, com e sem o posicionador, medidos pelo dosímetro foram registrados na Tabela 5 e relacionados com os tempos respectivos.

Tabela 5: Dose de entrada na pele, com e sem o posicionador de filme.

	Tempo 1 (seg)	Tempo 2 (seg)	Tempo 3 (seg)	Tempo 4 (seg)	Tempo 5 (seg)
	0,5	0,6	0,7	0,8	1,0
Dose Sem Posicionador (mR)	86,34	116,6	144,07	189,9	234,85
Dose Com Posicionador (mR)	47,25	60,74	78,6	102,35	147,05

A partir dos valores obtidos, de dose de entrada na pele, é possível demonstrar qual a melhor seleção do tempo de exposição, pelo profissional, para minimizar a dose no paciente. Seguindo os limites de dose ditados no Anexo A, da Portaria nº 453 do Ministério da Saúde de 1998, que determina o valor de 3,5 mGy (400 mR) como nível de referência por radiografia periapical para paciente adulto típico [3], temos a Tabela 6 que lista os valores de tempo mais indicados para o uso na clínica.

Para converter o valor encontrado de mGy para mR multiplicou-se o primeiro por 876×10^{-5} .

Tabela 6: Valores sugeridos de tempo de exposição, com e sem o posicionador, para uso na clínica.

Sem Posicionador		Com Posicionador	
Tempo (seg)	Valor em mGy	Tempo (seg)	Valor em mGy
0,7	1,262	0,8	0,897
1,0	2,057	1,0	1,288

Os valores sugeridos estão na Tabela 6, porém após a manutenção será necessária uma reavaliação dos parâmetros para, então, qualificar o aparelho como apropriado para o uso clínico.

- Ponto Focal:

Com o filme revelado, apresentado na Figura 16, analisou-se a nitidez de cada grupo de barras contidos na imagem para detectar quantos grupos saíram bem resolvidos. E a Tabela 7 lista os valores padrões para os menores grupos resolvidos.



Figura 16: Foto da imagem do filme radiográfico obtido no teste de ponto focal.

Tabela 7: Tamanho de ponto focal efetivo para ampliação 4/3.

Menor grupo resolvido	Grupo de pares de linha/mm	Ampliação 4/3 Dimensão maior do ponto focal (mm)
1	0,59	3,4
2	0,70	2,9
3	0,84	2,4
4	1,00	2,0
5	1,19	1,7
6	1,41	1,4
7	1,68	1,2
8	2,00	1,0
9	2,38	0,8
10	2,83	0,7
11	3,36	0,6

Os padrões da NEMA (National Electrical Manufacturers Association dos EUA, um grupo sem autorização do governo), mostrados na Tabela 7, para desempenho de tubos de raios-X permitem que o tamanho do ponto focal efetivo seja consideravelmente maior do que o tamanho do ponto focal nominal ou especificado. A coluna da direita da Tabela 7 lista as maiores dimensões do ponto focal efetivo para cada par do grupo de barras quando é usado um fator de ampliação de 4/3. Durante os testes de padrões, o padrão de barras é colocado a 46 cm do ponto focal do tubo de raios X e o filme 15 cm abaixo do padrão, resultando em uma ampliação de 4/3.

A partir da análise do filme radiográfico vê-se que os menores grupos resolvidos são o 8 e 9, em comprimento e largura respectivamente, determinou-se o tamanho do ponto focal do aparelho com o valor máximo de 0,8x1,0 mm, valor que está dentro das normas.

- Rendimento do Tubo de Raios X:

A média dos valores da taxa de kerma no ar medidos com a câmara de ionização tem o valor de 5,535 mGy/min. Para 1 s de exposição tem-se o valor de 92,25 µGy, que deve ser substituído por L na Equação 3. Tem-se a corrente de 10 mA do tubo. Portanto, a partir da Equação 3 encontramos o valor de $R = 9,225 \mu\text{Gy/mAs}$.

Sendo que os valores aceitáveis para o rendimento dos equipamentos de raios X odontológicos devem ser acima de 10 uGy/mA.s, até 80 uGy/mA.s, conforme a Portaria nº 453 do Ministério da Saúde de 1998 [3], conclui-se, com o resultado obtido, que o equipamento está abaixo dos limites permitidos. Portanto, o equipamento necessita de uma manutenção para a melhora de seu desempenho.

4. Conclusão

Portanto, conclui-se, com os resultados obtidos, que o controle de qualidade em radiodiagnóstico é de extrema importância para que o serviço, que utiliza o equipamento, garanta uma boa proteção com boa qualidade de imagem.

5. Bibliografia

- [1] Okuno, Emico; Yoshimura, Elisabeth Mateus. Física das Radiações: 1ª Edição. São Paulo: Oficina de Textos, 2010. 296 p. Bibliografia: ISBN 978-85-7975-005-2.
- [2] Johns, Harold Elford; Cunningham, John Robert. Physics of Radiology: Fourth Edition. Springfield, Illionois, USA: Charles C. Thomas Books, 1983. 800 p. ISBN 0-398-04669-7.
- [3] Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria 453/98 – Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Diário Oficial da União, Brasília, 02 de junho de 1998.
- [4] Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução – RE nº 64, de 04 de abril de 2003.
- [5] Brasil. Secretaria da Saúde – São Paulo. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução – SS nº 625, de 14 de dezembro de 1994.