

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

**Determinação do tempo de exposição ideal para equipamentos
de radiologia digital odontológica**

ELIZEU DA SILVA RIBEIRO

Orientador: Prof. Dr. Daniel Varela Magalhães

São Carlos

2017

ELIZEU DA SILVA RIBEIRO

Determinação do tempo de exposição ideal para equipamentos de radiologia digital odontológica

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciências, Programa de Engenharia Mecânica. Área de concentração: Dinâmica de Máquinas e Sistemas.

Orientador: Prof. Dr. Daniel Varela Magalhães

ESTE EXEMPLAR TRATA-SE DA
VERSÃO CORRIGIDA.
A VERSÃO ORIGINAL ENCONTRA-
SE DISPONÍVEL JUNTO AO
DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA MECÂNICA DA
EESC-USP.

São Carlos

2017



EESC/USP

Serviço de Pós Graduação

Protocolado em 06/12/2017

| | |
|--------|---------|
| Class. | TESE |
| Cutt. | 9904 |
| Tombo | T278/17 |
| Sysno | 2564623 |

31100210606

18.12.17

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTA TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

R484d RIBEIRO, ELIZEU DA SILVA
Determinação do tempo de exposição ideal para
equipamentos de radiologia digital odontológica /
ELIZEU DA SILVA RIBEIRO; orientador DANIEL VARELA
MAGALHÃES. São Carlos, 2016.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Mecânica e Área de Concentração em
Dinâmica das Máquinas e Sistemas -- Escola de
Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo,
2016.

1. Radiologia Digital Odontológica. 2. Redução do
tempo de exposição. 3. Dose de raios X. 4. Resolução de
imagens radiográficas. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Engenheiro **ELIZEU DA SILVA RIBEIRO**.

Título da dissertação: "Determinação do tempo de exposição ideal para equipamentos de radiologia digital odontológico".

Data da defesa: 02/03/2017.

Comissão Julgadora:

Resultado:

Prof. Dr. Daniel Varela Magalhães
(Orientador)
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

Aprovado

Prof. Dr. André Carmona Hernandez
(Universidade Federal de São Carlos/UFSCar)

Aprovado

Dr. Gustavo Deczka Telles
(Especialista de Laboratório na FSC-USP)

Aprovado

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica:
Prof. Associado Gherhardt Ribatski

Presidente da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Associado Luís Fernando Costa Alberto

Dedico este trabalho à minha esposa, Patrícia, que sempre me apoiou em todas as decisões e é minha maior fonte de alegria. Agradeço pelo amor, apoio, compreensão e dedicação que sempre tem por mim.

Agradecimentos

A Deus, sempre presente em minha vida dando-me a força necessária para vencer os desafios, com ele tudo eu posso.

Ao meu orientador, professor doutor Daniel Varela Magalhães, pela oportunidade concedida de ser um de seus alunos e que sempre desempenhou papel fundamental em minha formação profissional desde antes de meu ingresso no mestrado.

Aos professores doutores participantes da comissão julgadora, por aceitarem o convite e pela enorme contribuição à minha formação.

Aos meus amigos do Laboratório de Apoio Tecnológico (LAT), do Laboratório de Instrumentação Eletrônica (LIEPO) e do Laboratório de Biofotônica do Grupo de Óptica do Instituto de Física de São Carlos pelo apoio técnico prestado durante este trabalho e pela grande amizade desenvolvida durante os anos em que atuei como colaborador no Grupo de Óptica.

Aos funcionários da Oficina Mecânica e da Oficina de Óptica do Instituto de Física de São Carlos que sempre foram muito prestativos à minha pessoa.

Ao Instituto Atlântico e à empresa Gnatus e seus colaboradores que foram parceiros do LAT em projetos que eu participei.

Às agências FAPESP, FINEP, CNPQ e BNDES que fomentaram em algum momento a minha formação enquanto colaborador no LAT.

Ao professor Vanderlei Bagnato que tem papel fundamental em minha formação escolar, profissional e pessoal, pela disponibilidade dos equipamentos, ferramentas e do laboratório onde esse trabalho foi desenvolvido, sem os quais esse trabalho não seria possível.

Ao amigo André Cruz, pela participação ativa em todas as etapas desse trabalho e pela inigualável amizade, o meu muito obrigado.

Aos colegas radiologistas e dentistas Vitor Panhoca, Flávio Real e Mykon Sabino pelas importantíssimas orientações e colaborações durante este trabalho.

Aos professores doutores Paulo D. A. Bolini e José Eduardo Sampaio da Faculdade de Odontologia de Araraquara, pela doação dos dentes humanos do Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia de Araraquara e pelas demais colaborações.

Aos meus pais, Waldenice e Osvaldino, que sempre me apoiaram e deram tudo que puderam para que eu tivesse condições de me desenvolver como pessoa e como profissional.

À minha esposa, Patrícia, que esteve ao meu lado durante todo esse trabalho, dando apoio e compreensão e sempre me ajudando em outros desafios e tomadas de decisões, a ela todo meu amor e respeito.

O que pensamos ou no que acreditamos não tem muita importância. A única coisa relevante é o que fazemos.

John Ruskin

Resumo

RIBEIRO, E. S. (2016). *Determinação do tempo de exposição ideal para equipamentos de radiologia digital odontológica*. Dissertação de Mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

Os raios X são largamente utilizados nas áreas médicas e odontológicas por proporcionarem enormes benefícios em tratamentos e diagnósticos. No entanto, por se tratar de uma fonte de radiação ionizante, que pode causar modificações no DNA humano, qualquer aplicação dessa fonte de energia deve ser otimizada e realizada com o objetivo de reduzir os riscos de sua exposição. Este trabalho aborda a análise de imagens radiográficas odontológicas digitais, avaliando a relação da resolução espacial, razão sinal-ruído e contraste com a variação do tempo de exposição aos raios X, buscando encontrar o menor tempo de exposição do paciente aos raios X garantindo a qualidade da imagem para o diagnóstico. Foram geradas imagens em laboratório simulando o ambiente clínico para todos os tempos de exposição disponíveis no equipamento comercial utilizado e foram avaliadas individualmente as medidas de resolução, razão sinal-ruído e contraste para as imagens salvas em Dados Originais, ou seja, sem qualquer alteração e salvas em Estado Atual, que são imagens que tiveram o brilho e o contraste ajustados automaticamente pelo *software* do *scanner* digital. Com as caracterizações realizadas, os tempos inferiores a 0,28 s e superiores a 1,40 s foram descartadas por não apresentarem uniformidade nas medidas de resolução espacial das imagens salvas em Dados Originais, já para as imagens salvas em Estado Atual foram descartadas as imagens com tempos inferiores a 0,16 s e superiores a 1,00s. Para a avaliação da razão sinal-ruído, as imagens obtidas com tempos de exposição superiores a 0,56 s foram descartadas por apresentarem saturação no sinal, tanto para as imagens salvas em Dados Originais quanto para as imagens salvas em Estado Atual. Avaliando-se o contraste, as imagens salvas em Dados Originais apresentaram melhor distribuição na escala de cinza para o tempo de 0,56 s, enquanto as imagens salvas em Estado Atual têm uma distribuição de valores em escala de cinza ajustados, apresentando assim um bom contraste também na imagem com menor tempo de exposição, 0,16 s. O menor tempo de exposição que apresentou a melhor relação entre os parâmetros avaliados: Resolução espacial, razão sinal-ruído e contraste foi de 0,16 s e concorda com os tempos de exposição encontrados em outros trabalhos e demonstram uma redução quando comparado com os tempos de exposição utilizados em exames conduzidos com filmes radiográficos.

Abstract

RIBEIRO, E. S. (2016). *Determining the optimal exposure time for digital dental radiology equipment*, Master's Dissertation, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

X-rays are widely used in medical and dental fields for providing enormous benefits in treatments and diagnostics. However, because it is a source of ionizing radiation, which may modify the human DNA, any application of this energy source should be optimized in order to reduce the risk of their exposure. This work deals with the characterization of dental digital radiographic images, assessing the relationship of spatial resolution, signal-to-noise and contrast to the variation in the length of exposure to X-rays, trying to find the shortest patient exposure ensuring quality image for diagnosis. Images were generated at laboratory by simulating the clinical setting for all exposure times available at the commercial equipment used and were individually measured the spatial resolution, signal-to-noise and contrast for images saved in Original Data, which are images without any changes and saved in the Current State, which are images that had the brightness and contrast automatically adjusted by the digital scanner software. With the characterizations made, pictures with less than 0.28 s and greater than 1.40 s were discarded for not having uniformity in measures of spatial resolution images saved on Original Data, as for the images saved on Current Status, they were discarded with times less than 0.16 s and greater than 1.00 s. For evaluating the signal-to-noise ratio, the images obtained with exposure times greater than 0.56 s were discarded because they have saturation in the signal, both for images saved in Original Data as for the images saved in Current Status. Evaluating the contrast, the images saved in Original Data showed better distribution in the gray scale for time of 0.56 s, while the images saved in the Current State has in turn the distribution of values in grayscale set, so having a good contrast also in the picture with less exposure time 0.16 s. The shortest time of exposure that offers the best value among the evaluated parameters, spatial resolution, signal-to-noise and contrast, in this study was 0.16 s and converges with exposure times found in other studies and demonstrate a reduction compared with exposure times used in exams conducted with radiographic films.

Lista de Figuras

| | |
|--|----|
| Figura 1: Espectro das radiações eletromagnéticas. (Fonte: WHITE; PHAROAH, 2007)..... | 30 |
| Figura 2: Radiografia realizada por Röntgen da mão de sua esposa (Fonte: NOBEL PRIZES, 1986)..... | 34 |
| Figura 3: Energia gerada com tubos de 70 kV e 80 kV de tensão de pico. (Fonte: CHERRY; DUXBURY, 2009)..... | 37 |
| Figura 4: Espectros para os raios X gerados com corrente de 200 mA e 400 mA. (Fonte: CHERRY; DUXBURY, 2009)..... | 38 |
| Figura 5: Espectros da energia gerada sem filtro e com filtro de alumínio de 1,5 mm de espessura. (Fonte: CHERRY; DUXBURY, 2009)..... | 39 |
| Figura 6: Condução de exame interproximal. A. Posicionamento do tubo emissor de raios X. B. Vista lateral do posicionamento do receptor de imagem. C. Vista superior do posicionamento do receptor de imagem. (Fonte: WHAITES, 2011) | 43 |
| Figura 7: Exemplo de radiografia Intraoral Interproximal (Fonte: ODONTO IMAGEM, 2015). | 43 |
| Figura 8: Condução de exame oclusal. A. Posicionamento do tubo emissor de raios X. B. Vista lateral do posicionamento do receptor de imagem. C. Vista superior do posicionamento do receptor de imagem. (Fonte: WHAITES, 2011)..... | 44 |
| Figura 9: Exemplo de radiografia Intraoral Oclusal (Fonte: FENELON, 2015)..... | 44 |
| Figura 10: Condução do exame Periapical. A. Posicionamento do tubo emissor de raios X. B. Vista lateral do posicionamento do receptor de imagem. C. Vista superior do posicionamento do receptor de imagem. (Fonte: WHAITES, 2011)..... | 45 |
| Figura 11: Exemplo de radiografia Intraoral Periapical (Fonte: CROMAX, 2015)..... | 45 |
| Figura 12: Fonte: Corte transversal de um filme radiográfico. (Fonte: WHAITES, 2011). | 47 |
| Figura 13: Corte transversal de um elemento da matriz semicondutora. Fonte (WHAITES, 2011)..... | 48 |
| Figura 14: Formação da imagem na placa de fósforo fotoestimável. À esquerda: A imperfeição na gelatina criada pelo európio, resultando em vacâncias (centro F). Ao centro: Os elétrons de valência do európio ocupando a vacância do haleto de bário depois de ser excitado pelos raios X. À direita: Os elétrons voltando ao estado inicial após a estimulação à <i>laser</i> e liberando fótons de luz visível. Fonte: (WHITE; PHAROAH, 2007)..... | 50 |
| Figura 15: Espectros de excitação, emissão e estimulação da placa de fósforo fotoestimável (Fonte: Adaptado de Leblans; Vandembroucke; Willems, 2011). | 51 |
| Figura 16: Mesma radiografia com diferente distribuição dos valores de cinza, resultando em uma imagem muito clara, à esquerda, adequada para o diagnóstico, ao centro e muito escura, à direita. | 53 |
| Figura 17: Radiografia de um Padrão de Resolução e o detalhe das linhas ampliado à esquerda (Fonte: Próprio autor). | 54 |
| Figura 18: Imagem de um padrão de barras e seu perfil da seção transversal (Fonte: BOB ATKINS PHOTOGRAPHY, 2014). | 55 |
| Figura 19: Imagem de um padrão de barras transferida por um sistema óptico e seu perfil da seção transversal (Fonte: BOB ATKINS PHOTOGRAPHY, 2014). | 55 |
| Figura 20: Exemplo de gráfico de função de transferência de modulação. (Fonte: PRÓPRIO AUTOR). | 56 |

| | |
|--|-----|
| Figura 21: Tubo emissor de raios X, fabricante Gnatus, modelo SOMMO..... | 60 |
| Figura 22: Principais componentes do cabeçote de um equipamento de raios X odontológico (GNATUS, 2005). | 61 |
| Figura 23: Característica do feixe de radiação (GNATUS, 2005). | 62 |
| Figura 24: Fluxo de trabalho para obtenção da imagem digital por radiografia indireta. (Fonte: PRÓPRIO AUTOR). | 63 |
| Figura 25: Conjunto Diodo laser e lentes da óptica de estimulação. Fonte: (PRÓPRIO AUTOR). | 64 |
| Figura 26: Óptica de coleta. Fonte: (PRÓPRIO AUTOR). | 65 |
| Figura 27: Estrutura mecânica que permite o movimento linear da placa de fósforo e o movimento rotacional de direcionamento do feixe a laser . (Fonte: PRÓPRIO AUTOR). | 66 |
| Figura 28: Estrutura básica de um Tubo Fotomultiplicador (HAMAMATSU, 2007). | 67 |
| Figura 29: Fonte de alta tensão e divisores de tensão para os estágios multiplicadores do Tubo Fotomultiplicador (HAMAMATSU, 2007). | 68 |
| Figura 30: Partes básicas do <i>scanner</i> radiológico digital (VISTASCAN). | 69 |
| Figura 31: Etapas para obtenção da imagem latente na placa de fósforo fotoestimulável em imagem digital com o <i>scanner</i> radiológico digital (Adaptado de: VISTASCAN)..... | 70 |
| Figura 32: Tempos de exposição sugeridos pelo fabricante do equipamento <i>scanner</i> radiológico digital para cada tipo de exame odontológico (VISTASCAN)..... | 70 |
| Figura 33: A barra retificada (à esquerda) é posicionada sobre a placa de fósforo fotoestimulável (ao centro) que recebe os raios X que formam a imagem do degrau (à direita). | 75 |
| Figura 34: Inclinação do equipamento emissor de raios X para garantir a incidência dos raios em toda a aresta da barra de aço. | 75 |
| Figura 35: Fixação do equipamento emissor de raios X (à esquerda), posicionamento da placa de fósforo (ao centro) e posicionamento da barra de aço (à direita). | 76 |
| Figura 36: Regiões de interesse (ROI) para medição da resolução espacial. | 77 |
| Figura 37: Barra de acrílico utilizada (à esquerda) e seu posicionamento (à direita). | 80 |
| Figura 38: Barra de aço com adição de camada de 2 mm de chumbo em sua base. | 84 |
| Figura 39: Regiões de interesse selecionadas (ROI 1, ROI 2 e ROI 3), média, Desvio Padrão e histograma. | 96 |
| Figura 40: Posicionamento do dente bovino com o acrílico para a obtenção da imagem radiográfica. | 104 |
| Figura 41: Fixação dos dentes humanos com massa de modelar (à esquerda) e posicionamento dos dentes com o acrílico sobreposto (à direita)..... | 104 |
| Figura 42: Histograma das imagens com o degrau, o padrão de resolução, o dente bovino e os dentes humanos (da esquerda para a direita respectivamente) para um tempo de exposição de 0,28 s..... | 105 |
| Figura 43: Histograma das imagens com o degrau, o padrão de resolução, o dente bovino e os dentes humanos (da esquerda para a direita respectivamente) para um tempo de exposição de 0,56 s..... | 106 |
| Figura 44: Histograma das imagens com o degrau, o padrão de resolução, o dente bovino e os dentes humanos (da esquerda para a direita respectivamente) para um tempo de exposição de 0,63 s..... | 106 |

| | |
|--|-----|
| Figura 45: Histograma das imagens com o degrau, o padrão de resolução, o dente bovino e os dentes humanos (da esquerda para a direita respectivamente) para um tempo de exposição de 0,80 s..... | 107 |
| Figura 46: Histogramas das radiografias para o tempo de exposição de 0,16 s para as imagens salvas em Estado Atual..... | 109 |
| Figura 47: Histogramas das radiografias para o tempo de exposição de 0,56 s para as imagens salvas em Estado Atual..... | 109 |

Lista de Tabelas

| | |
|--|-----|
| Tabela 1: Limites de dose anuais. (Fonte: NORMA, 2011)..... | 40 |
| Tabela 2: Filtros presentes no equipamento de emissão de raios X (Fonte: GNATUS, 2005). | 61 |
| Tabela 3: Tempos de exposição sugeridos pelo fabricante do equipamento emissor de raios X para cada tipo de exame odontológico. (Fonte: GNATUS, 2005). | 62 |
| Tabela 4: Tempos de exposição disponíveis no equipamento gerador de raios X..... | 77 |
| Tabela 5: Resolução espacial vsTempo de exposição para a emissão direta..... | 78 |
| Tabela 6: Tempo de exposição com acrílico X FTM com simulação dos tecidos moles da face. | 81 |
| Tabela 7: Comparação entre exposição direta e exposição com simulação dos tecidos moles da face..... | 83 |
| Tabela 8: Tempo de exposição com acrílico X FTM com adição de chumbo na barra de aço. | 85 |
| Tabela 9: Ganhos na FTM 50 com a adição da camada de chumbo na barra de aço..... | 87 |
| Tabela 10: Resolução espacial para o tempo de exposição fixo. | 89 |
| Tabela 11: Desvio Padrão entre as medidas de resolução espacial ao longo da imagem do degrau para o tempo de exposição fixo em 0,50 s..... | 91 |
| Tabela 12: Desvio Padrão entre as medidas de resolução espacial ao longo da imagem do degrau variando o tempo de exposição para as imagens salvas em Dados Originais 8 bits. ... | 92 |
| Tabela 13: Desvio Padrão entre as medidas de resolução espacial ao longo da imagem do degrau variando o tempo de exposição para as imagens salvas em Estado Atual 8 bits..... | 93 |
| Tabela 14: Intervalo de tempo de exposição com FTM 50 uniforme ao longo da imagem do degrau. | 94 |
| Tabela 15: Razão sinal-ruído para as imagens salvas em Dados Originais de 8 bits. | 97 |
| Tabela 16: Razão sinal-ruído para as imagens salvas em Estado Atual de 8 bits. | 98 |
| Tabela 17: FTM 50 e RSR normalizadas para as imagens salvas em Dados Originais de 8 bits. | 99 |
| Tabela 18: FTM 50 e RSR normalizadas para as imagens salvas em Estado Atual de 8 bits. | 100 |
| Tabela 19: Normalização das RSR das imagens salvas em Dados Originais e em Estado Atual. | 108 |

Lista de Gráficos

| | |
|---|-----|
| Gráfico 1: Resolução espacial vs Tempo de exposição para a emissão direta. | 79 |
| Gráfico 2: Tempo de exposição com acrílico X FTM com simulação dos tecidos moles da face..... | 82 |
| Gráfico 3: Comparação entre exposição direta e exposição com simulação dos tecidos moles da face..... | 84 |
| Gráfico 4: Tempo de exposição com acrílico X FTM com adição de chumbo na barra de aço. | 86 |
| Gráfico 5: Ganhos na FTM 50 com a adição da camada de chumbo na barra de aço. | 88 |
| Gráfico 6: Razão sinal-ruído para as imagens salvas em Dados Originais de 8 bits..... | 97 |
| Gráfico 7: Razão sinal-ruído para as imagens salvas em Estado Atual de 8 bits..... | 98 |
| Gráfico 8: FTM 50 e RSR normalizadas para as imagens salvas em Dados Originais de 8 bits. | 100 |
| Gráfico 9: FTM 50 e RSR normalizadas para as imagens salvas em Estado Atual de 8 bits. | 101 |
| Gráfico 10: Normalização das RSR das imagens salvas em Dados Originais e em Estado Atual. | 108 |

Lista de abreviaturas e siglas

| | |
|-------|--|
| ATM | Articulação Temporomandibular |
| CNEN | Comissão Nacional de Energia Nuclear |
| ESF | <i>Edge Spread Function</i> |
| FTM | Função de Transferência de Modulação |
| LASER | <i>Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation</i> |
| LSF | <i>Line Spread Function</i> |
| PMT | <i>Photo Multiplier Tube</i> |
| PSF | <i>Point Spread Function</i> |
| ROI | <i>Region Of Interest</i> |
| RSR | Razão sinal-ruído |

Nomenclaturas

| | |
|---------|--|
| eV | eletron-volt – unidade de energia |
| Gy | (<i>gray</i>) unidade atual de dose absorvida |
| kV | (kilo)Volt - múltiplo de unidade de tensão elétrica (10^3 V) |
| mA | (mili)Ampère - submúltiplo unidade de corrente elétrica (10^{-3} A) |
| pl/mm | pares de linhas por milímetro - unidade de resolução espacial |
| rad | (<i>radiation absorbed dose</i>) unidade antiga de dose absorvida |
| rem | (<i>röntgen equivalent men</i>) unidade antiga de dose equivalente |
| s | segundo - unidade de tempo |
| Sv | (<i>sievert</i>) - unidade atual de dose equivalente |
| μ m | (micro)metro - submúltiplo de unidade de comprimento (10^{-6} m) |
| mm | milímetro - submúltiplo de unidade de comprimento (10^{-3} m) |

Sumário

| | |
|---|-----------|
| Resumo..... | xiii |
| Abstract..... | xv |
| Lista de Figuras..... | xvii |
| Lista de Tabelas..... | xxi |
| Lista de Gráficos..... | xxiii |
| Lista de abreviaturas e siglas..... | xxv |
| Nomenclaturas..... | xxv |
| 1. Introdução..... | 29 |
| 1.1. Motivação..... | 29 |
| 1.2. Organização da dissertação..... | 31 |
| 1.3. Objetivos..... | 32 |
| 2. Fundamentação teórica..... | 33 |
| 2.1. Geração de raios X..... | 33 |
| 2.2. Dose e tempo de exposição..... | 35 |
| 2.3. Efeitos biológicos causados pelos raios X..... | 40 |
| 2.4. Evidências de tumores devido à exposição aos raios X em exames odontológicos..... | 41 |
| 2.5. Tipos de radiografias odontológicas..... | 42 |
| 2.6. Tipos de receptores de imagem..... | 46 |
| 2.6.1. Filme radiográfico..... | 46 |
| 2.6.2. Sistema digital direto..... | 47 |
| 2.6.3. Sistema digital indireto..... | 48 |
| 2.7. Placa de fósforo fotoestimulável..... | 49 |
| 2.8. A imagem radiológica..... | 51 |
| 2.9. Análise da imagem..... | 52 |
| 2.9.1. Contraste..... | 52 |
| 2.9.2. Resolução espacial..... | 53 |
| 2.9.3. Ruído..... | 56 |
| 3. Equipamentos e ferramentas utilizados..... | 59 |
| 3.1. Tubo emissor de raios X..... | 59 |
| 3.2. O scanner digital..... | 63 |
| 3.3. O software Quick MTF..... | 71 |
| 3.4. O software ImageJ..... | 71 |
| 4. Avaliação da Resolução Espacial..... | 73 |

| | |
|---|-----|
| 4.1. Tempo de exposição vs Resolução Espacial para a emissão direta dos raios X..... | 74 |
| 4.2. Tempo de exposição vs Resolução Espacial considerando as perdas nos tecidos moles da face..... | 79 |
| 4.3. Tempo de exposição vs Resolução Espacial adicionando uma camada de chumbo na barra retificada..... | 84 |
| 4.4. Tempo de exposição fixo vs Resolução Espacial para verificação da repetibilidade do sistema..... | 88 |
| 4.5. Definição do critério de uniformidade da resolução espacial..... | 90 |
| 4.6. Definição do intervalo de tempo de exposição que garante a uniformidade da resolução | 92 |
| 5. Avaliação da Razão Sinal-Ruído..... | 95 |
| 6. Avaliação do Contraste e do Histograma..... | 103 |
| 7. Conclusões..... | 111 |
| Referências bibliográficas..... | 113 |
| Anexo (A)..... | 117 |

Capítulo 1

1. Introdução

1.1. Motivação

Os raios X são utilizados, entre outras aplicações, em diagnósticos médicos e odontológicos graças a sua alta capacidade de penetração nos tecidos biológicos, o que permite a observação de detalhes internos da região corporal desejada. Todavia, por se tratar de uma radiação ionizante capaz de causar modificações no material genético e até aumentar a probabilidade do desenvolvimento de câncer (NOUAILHETAS; ALMEIDA; PESTANA, 2005), alguns procedimentos de segurança e o contínuo estudo de novas técnicas que possibilitem a redução do tempo de exposição dos pacientes aos raios X são de extrema importância para a área médica e odontológica.

Os raios X, assim como a luz visível, são radiações eletromagnéticas, ou seja, possuem campos elétricos e magnéticos oscilantes e se propagam com velocidade constante no vácuo, entretanto os raios X possuem maior frequência, menor comprimento de onda e valor energético extremamente maior do que a energia dos fótons de luz visível o que lhes permite “atravessar muitas camadas atômicas antes de serem absorvidos ou espalhados” (HEWITT, 2015). A Figura 1 mostra o espectro das radiações eletromagnéticas.

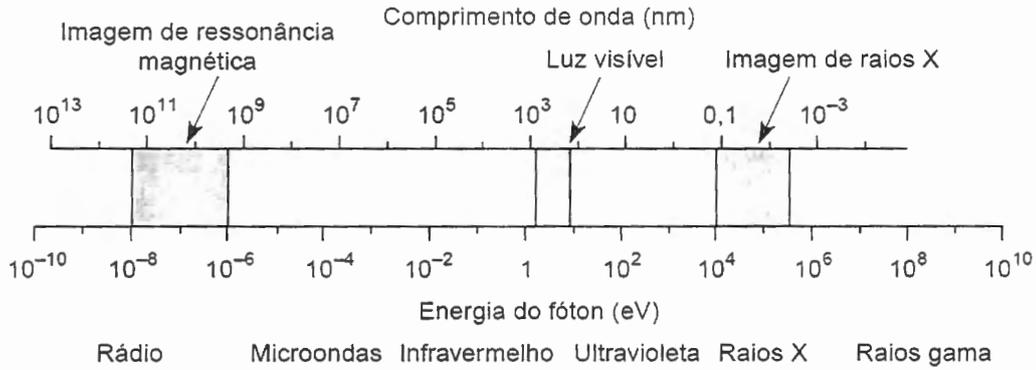


Figura 1: Espectro das radiações eletromagnéticas. (Fonte: WHITE; PHAROAH, 2007)

Essa energia é inversamente proporcional ao comprimento de onda e pode ser calculada da seguinte maneira (OKUNO; CALDAS; CHOW, 1982):

$$E = \frac{h \times c}{\lambda} \quad (1)$$

Onde:

- E: Energia (energia adquirida por um elétron ao atravessar, no vácuo, uma diferença de potencial igual a um volt);
- h: Constante de Planck, que vale $4,14 \times 10^{-15}$ eV.s;
- c: Velocidade de propagação no vácuo, que para as radiações eletromagnéticas essa velocidade é de $3,00 \times 10^8$ m/s; e
- λ : Comprimento de onda em metros.

Os raios X para aplicações médicas possuem energia na ordem de 20 a 120 keV dependendo do tipo de exame realizado (DE LIMA, 2009).

Na odontologia, os riscos relativos à exposição aos raios X em exames de diagnósticos não podem ser ignorados, já que ao longo de sua vida o paciente geralmente é submetido a vários procedimentos dessa natureza, podendo resultar em uma dose significativamente alta quando somada às outras radiações em que o mesmo é exposto ao longo de sua vida. Alguns estudos associam o aumento da incidência de câncer devido à radiografia dentária inclusive em glândulas salivares e cerebrais (PRESTON-MARTIN; WHITE, 1990). Tendo isto em vista, é evidente que a redução do tempo de exposição do paciente a essa fonte de energia durante os exames odontológicos se torna uma questão relevante. Levando em consideração o crescimento dessas evidências, os órgãos regulamentadores estão

constantemente atualizando suas recomendações em relação à segurança radiológica e o cálculo de dose (LUDLOW; DAVIES-LUDLOW; WHITE, 2008).

Com o objetivo de minimizar estes riscos, o presente trabalho tem como proposta principal a investigação de parâmetros que permitam a otimização desses exames, através da utilização de sistema de radiologia digital com a redução do tempo de exposição do paciente à radiação mantendo a qualidade da imagem e também evidenciar as vantagens da substituição do uso de filmes radiográficos analógicos por sistemas digitais.

Os sistemas de radiografias digitais já permitem, por sua natureza, a diminuição da dose em pacientes se comparados com os sistemas analógicos, (ANISSI; GEIBEL, 2014). Entretanto, por ser uma tecnologia relativamente nova, torna-se necessário estudos que indiquem a otimização dos procedimentos.

Considerando essa necessidade, este estudo propõe uma melhor relação entre a dose de radiação e a qualidade de imagem adequada para o diagnóstico, através da redução do tempo de exposição do paciente aos raios X. Para isso foram obtidas imagens com diferentes tempos de disparo do equipamento gerador de raios X e foram avaliados alguns parâmetros que comprovam a qualidade da imagem obtida com um sistema digital.

1.2. Organização da dissertação

O próximo capítulo apresentará os fundamentos teóricos necessários para a realização deste estudo. Abordando desde a geração dos raios X, as definições e cálculos de dose, os efeitos biológicos e os riscos associados à exposição aos raios X, os tipos de exames radiológicos odontológicos, os tipos de receptores de imagem que podem ser filmes analógicos e sensores digitais diretos ou indiretos, as propriedades da imagem digital que definem a qualidade da mesma, como resolução espacial, contraste e ruído, maneiras de medi-las e a estrutura da placa de fósforo fotoestimulável utilizada em sistema digital indireto. No Capítulo 3 apresentaremos os equipamentos e ferramentas utilizados, que são o tubo emissor de raios X, o *scanner* digital e *softwarse* utilizados, abordando seus princípios de funcionamento e suas principais características técnicas. Nos Capítulos 4 a 6, detalhamos os procedimentos práticos realizados para a avaliação da resolução espacial, ruído e contraste das imagens obtidas com diferentes tempos de exposição. E por fim, no Capítulo 7, apresentamos as conclusões encontradas neste trabalho.

1.3. Objetivos

O objetivo principal deste trabalho é encontrar o menor tempo de exposição do paciente aos raios X em exames radiográficos odontológicos com sistema digital indireto garantindo a qualidade da imagem para diagnóstico.

Para isso, os seguintes objetivos secundários foram estabelecidos:

- Avaliação da resolução espacial, razão sinal-ruído e contraste para imagens geradas com todos os tempos de exposição disponíveis no equipamento emissor de raios X utilizado;

- Comparação do tempo encontrado com os tempos sugeridos pelo fabricante do equipamento emissor de raios X, do fabricante do equipamento *scanner* digital e com tempos encontrados nas literaturas consultadas.

Capítulo 2

2. Fundamentação teórica

2.1. Geração de raios X

A descoberta dos raios X ocorreu durante experimentos com raios catódicos realizados pelo físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen em 8 de novembro de 1895 (MARTINS, 1998).

Os raios catódicos são os raios provenientes da aceleração de elétrons de um eletrodo negativo, catodo, em direção a um eletrodo positivo, anodo. Esta aceleração é possível com a aplicação de uma diferença de potencial entre os eletrodos em uma câmara com gás rarefeito e pelo aquecimento do catodo. Os elétrons ionizam o gás e causam luminescência no interior da câmara (HEWITT, 2015).

Em um de seus experimentos, Röntgen percebeu que alguma radiação proveniente de sua câmara de raios catódicos estava atingindo um papel com platino-cianeto de bário que ocasionalmente estava próxima à câmara. Sem saber ao certo do que se tratava essa radiação, chamou-a de raios X, e percebeu que a mesma tinha uma enorme capacidade de penetração em diferentes tipos de materiais. Com esta descoberta, Röntgen realizou uma imagem da mão de sua esposa com dois anéis em seu dedo médio (Figura 2), com raios X que a atravessavam e atingiam uma placa fotográfica, sendo esta a primeira imagem radiográfica de ossos (MARTINS, 1998).



Figura 2: Radiografia realizada por Röntgen da mão de sua esposa (Fonte: NOBEL PRIZES, 1986).

Os raios X são gerados quando os elétrons acelerados e provenientes do catodo se chocam com o anodo e sofrem desaceleração, dissipando a energia em forma de fótons de raios X. Durante a desaceleração, dois tipos de espectros de raios X são gerados: Espectro contínuo e espectro característico. O espectro contínuo tem relação direta com a desaceleração dos elétrons e o espectro característico é dependente do material do anodo.

Devido ao seu alto nível energético e alta capacidade de penetração, os raios X são largamente utilizados em diversos setores, sendo um deles o setor médico e odontológico.

Com a correta utilização dessa fonte de energia é possível realizar diagnósticos que seriam impossíveis ao olho nu. Porém, por ser uma fonte de radiação ionizante, o seu uso deve ser totalmente controlado por medidas de segurança e a otimização dos procedimentos deve ser praticada.

2.2. Dose e tempo de exposição

A radiação é medida por três grandezas físicas: Exposição, dose absorvida e dose equivalente.

Exposição (X): Essa grandeza permite medir a relação da quantidade dos elétrons ou pares elétron-pósitron gerados pela interação dos raios X com o ar e o volume de ar necessário para freá-los por completo (OKUNO; CALDAS; CHOW, 1982).

Sua unidade é o röntgen (R) e é definida pela equação 2.

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (2)$$

Onde:

- ΔQ : Soma das cargas elétricas de todos os íons de um mesmo sinal.
- Δm : Massa do volume de ar.

Dose absorvida (D): Essa grandeza permite medir qualquer tipo de radiação absorvida por qualquer meio, podendo relacionar com o risco de alterações químicas e biológicas no tecido exposto aos raios X.

Sua unidade até 1975 era o rad (*radiation absorbed dose*), e depois foi adotado a unidade *gray* (Gy) (OKUNO; CALDAS; CHOW, 1982). A dose absorvida é definida pela equação 3.

$$D = \frac{E}{m} \quad (3)$$

Onde:

- E: Energia absorvida;
- m: Massa do absorvedor.

As unidades antiga e atual se relacionam com se segue:

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J/kg}$$

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

Dose equivalente (H): Os efeitos nos tecidos expostos à radiação dependem, além da energia absorvida, do tipo da radiação e da distribuição da energia absorvida. Quanto maior a densidade de ionização, maior será o dano. Levando esses fatores em consideração, foi introduzida a grandeza Dose Equivalente (OKUNO; CALDAS; CHOW, 1982) que pode ser calculada pela equação 4.

$$H = D \times Q \times N \quad (4)$$

Onde:

- D: Dose absorvida.

- Q: Fator de qualidade; Quanto maior a ionização produzida no tecido, maior é o fator de qualidade da fonte de radiação. $Q = 1$ para raios X.

-N: Produto de todos os outros fatores de modificação. Considera o número de ionização produzido no tecido por unidade de comprimento e o meio onde ocorre a ionização. $N = 1$ para fótons (raios X).

Sua unidade até 1975 era o rem (*röntgen equivalente men*) e depois foi mudada para sievert (Sv). $1 \text{ Sv} = 1 \text{ Gy}$.

Relação entre dose e tempo de exposição.

Os equipamentos emissores de raios X possuem características fundamentais que permitem variar a quantidade, a qualidade e a intensidade dos raios X produzidos. Nos tubos emissores de raios X para procedimentos odontológicos intraorais, essas características são definidas durante a fabricação do equipamento, deixando para o usuário apenas o controle do tempo de exposição como variável durante a condução dos exames.

Os parâmetros que definem a intensidade e a qualidade são a tensão (kV) e a corrente (mA) juntamente com a relação corrente-tempo de exposição (mA.s); a filtragem também é um parâmetro importante para a redução da dose no paciente.

Tensão de pico (kV): A tensão de pico do tubo de raios X controla a energia cinética de cada elétron gerado. Quanto maior for essa energia, maior será a capacidade de penetração dos raios X no tecido. A qualidade da energia é aumentada proporcionalmente a energia efetiva do feixe. A intensidade é aumentada na proporção de kV^2 (CHERRY; DUXBURY, 2009). A Figura 3 mostra os espectros para energias geradas a partir de um tubo com 70 kV comparado com um tubo de 80 kV de tensão de pico. Para radiografia intraoral, a

tensão no todo deve ser superior a 50 kV, sendo que os equipamentos novos devem operar em 60 kV ou 70 kV (WHAITES, 2011).

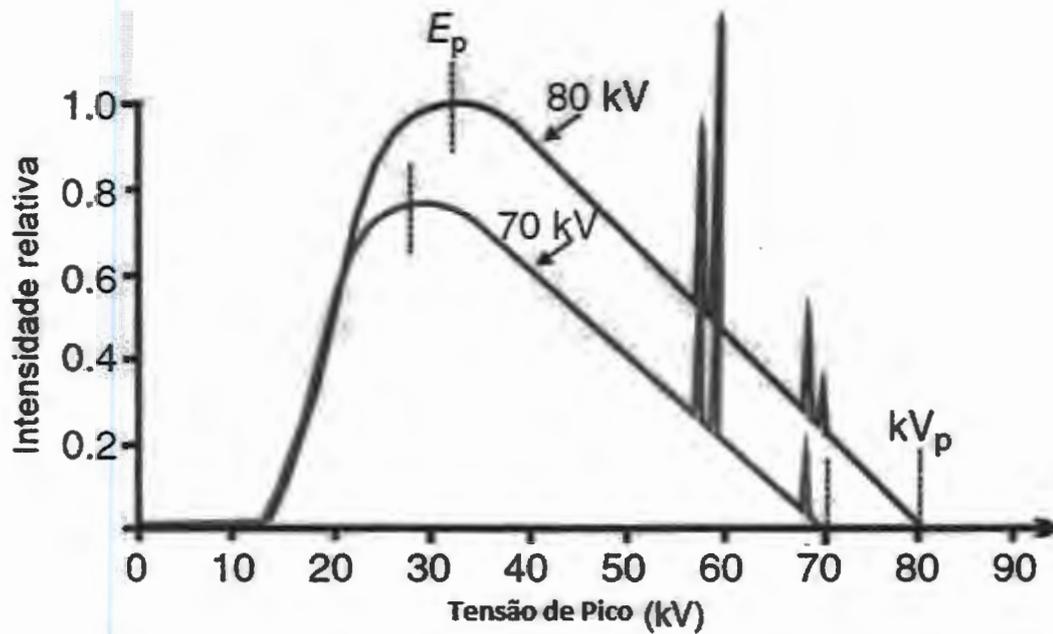


Figura 3: Energia gerada com tubos de 70 kV e 80 kV de tensão de pico. (Fonte: CHERRY; DUXBURY, 2009).

Corrente (mA): A corrente do tubo de raios X determina a quantidade de elétrons que atingem o alvo. A curva espectral de saída não se modifica, mas apenas a sua amplitude (CHERRY; DUXBURY, 2009). A Figura 4 mostra os espectros para os raios X gerados com corrente de 200 mA e 400 mA.

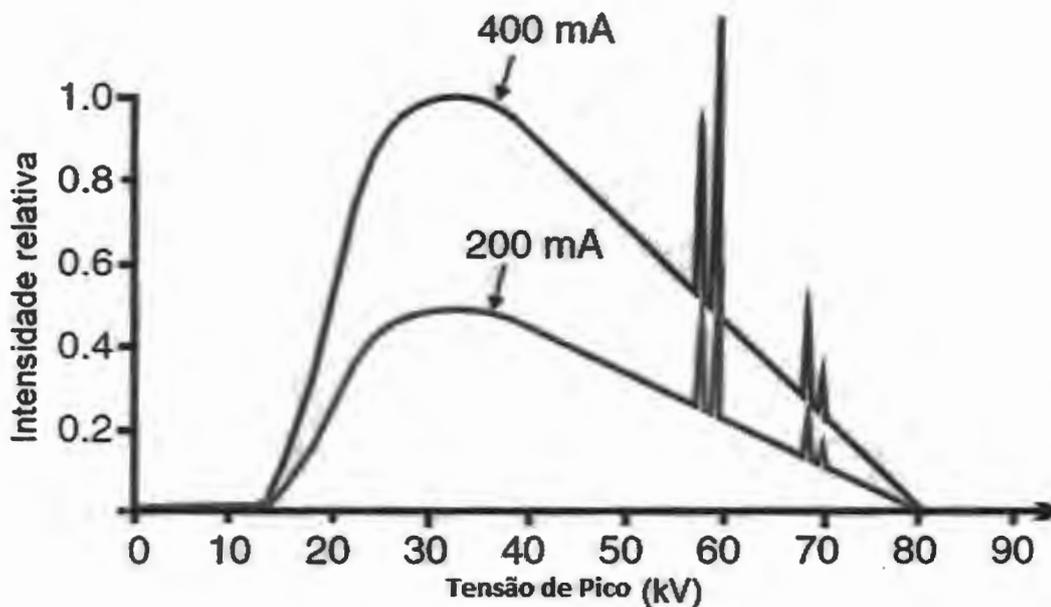


Figura 4: Espectros para os raios X gerados com corrente de 200 mA e 400 mA. (Fonte: CHERRY; DUXBURY, 2009).

Relação corrente-tempo de exposição (mA.s): A grandeza mA.s relaciona a quantidade de raios X produzidos em um determinado tempo. Com o controle do tempo de exposição pode-se controlar a quantidade de radiação e consequentemente a dose no paciente.

A equação 5 relacionam as variáveis citadas anteriormente para a exposição na saída no tubo emissor de raios X.

$$E = \frac{k \times kVp \times I \times t}{d^2} \quad (5)$$

Onde:

- E: Exposição em miliröntgens;
- kVp: Tensão de pico do tubo;
- I: Corrente do tubo (mA);
- s: Tempo de exposição aplicado; e
- d: Distância.

Filtragem: Com a adição de um filtro, as baixas energias serão bloqueadas e não atingirão o paciente, garantindo que o paciente não receba radiações que não seriam úteis para o exame de diagnóstico (CHERRY; DUXBURY, 2009). A Figura 5 mostra os espectros da energia gerada sem filtro e com filtro de alumínio de 1,5 mm de espessura.

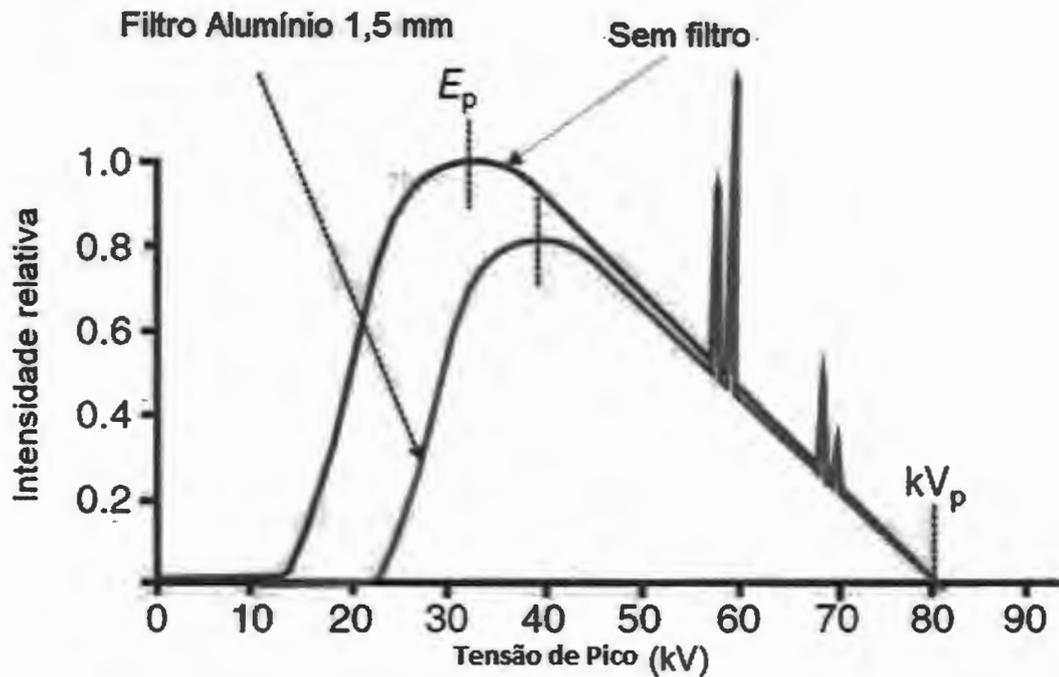


Figura 5: Espectros da energia gerada sem filtro e com filtro de alumínio de 1,5 mm de espessura. (Fonte: CHERRY; DUXBURY, 2009).

Portanto, variando-se o tempo de exposição, varia-se a quantidade de radiação emitida e conseqüentemente a dose absorvida no paciente. Sendo assim, a otimização do tempo de exposição é fundamental para a redução dos riscos da exposição aos raios X.

Limites máximos permissíveis anuais:

A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) define os limites de dose anuais para indivíduos expostos ocupacionalmente e indivíduos do público, como mostra a Tabela 1.

| Limites de Dose Anuais ^[a] | | | |
|---------------------------------------|---------------------|---|----------------------|
| Grandeza | Órgão | Indivíduo ocupacionalmente exposto | Indivíduo do público |
| Dose efetiva | Corpo inteiro | 20 mSv ^[b] | 1 mSv ^[c] |
| Dose equivalente | Cristalino | 20 mSv ^[b] <i>(Alterado pela Resolução CNEN 114/2011)</i> | 15 mSv |
| | Pele ^[d] | 500 mSv | 50 mSv |
| | Mãos e pés | 500 mSv | — |

Tabela 1: Limites de dose anuais. (Fonte: NORMA, 2011)

[a] Para fins de controle administrativo efetuado pela CNEN, o termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, isto é, no período entre janeiro e dezembro de cada ano.

[b] Média aritmética de 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano. (Alterado pela Resolução CNEN 114/2011)

[c] Em circunstâncias especiais, a CNEN poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em um período de 5 anos consecutivos, não exceda a 1 mSv por ano.

[d] Valor médio em 1 cm² de área, na região mais irradiada.

A dose média efetiva em exames com raios X odontológicos intraoral é estimada entre 1 μ Sv e 8 μ Sv (WHAITES, 2011). Embora essa dose seja baixa se comparada com os limites de dose anuais estabelecidos pelo CNEN (Tabela 1), não é possível definir uma dose de segurança que evite o desenvolvimento de efeitos estocásticos, que são aqueles que se desenvolvem de forma aleatória, dependendo apenas das probabilidades, como leucemia e certos tumores. Sendo assim, para toda exposição há a possibilidade de indução de um efeito estocástico e deve ser evitada ou reduzida (WHAITES, 2011).

2.3. Efeitos biológicos causados pelos raios X

O ganho ou perda de um elétron de um átomo em sua eletrosfera é chamado de ionização. Toda radiação que possui uma energia suficiente para conseguir desprender elétrons dos átomos da matéria irradiada é definida como radiação ionizante.

Quando a energia ionizante incide uma matéria, ela transfere energia que pode desprender alguns elétrons de seus átomos originais, causando a ionização da matéria. Essa perda do elétron causa uma instabilidade momentânea na matéria que procura se neutralizar. Esse elétron desprendido interage com a matéria até que a energia ganhada seja dissipada. Após a dissipação dessa energia, o elétron se realoca a um átomo, podendo voltar ao equilíbrio ou provocar modificação na molécula irradiada (NOUAILHETAS; ALMEIDA; PESTANA, 2005).

Os efeitos biológicos causados pela exposição à radiação ionizante, são classificados quanto a forma de resposta, o tempo de manifestação e ao dano causado, podendo ser estocásticos ou determinísticos, imediatos ou tardios e somáticos ou genéticos, respectivamente (Tauhata, L., Salati, I. P. A., Di Prinzio, R., Di Prinzio, M. A. R. R., 2013).

Quanto a forma de resposta:

Estocásticos

Não se tem definido uma dose limiar para seus efeitos e a probabilidade de ocorrência é proporcional à dose de radiação recebida. Podem se manifestar no desenvolvimento de câncer, doenças cardiovasculares entre outras.

Determinísticos

Seus efeitos se apresentam após a exposição à elevadas doses de radiação. Podem ser manifestados em formas de lesões na pele, eritema, opacidade do cristalino e esterilidade. É possível determinar uma dose limiar para evitá-los.

Quanto ao dano causado:

Somáticos

Depende diretamente da dose de irradiação absorvida.

Genéticos ou hereditários

Efeitos causados espontaneamente ou por agentes externos como a radiação. A radiação nos órgãos reprodutores pode modificar a estrutura do DNA dos óvulos ou espermatozoides podendo resultar em anormalidade na formação celular dos descendentes da pessoa irradiada. Embora o risco exista, não há uma dose limiar estabelecida para evitar esses efeitos.

Em radiologia odontológica, os efeitos determinísticos são praticamente inexistentes, devido à baixa dose utilizada nesses exames. Da mesma maneira, os efeitos genéticos ou hereditários estão fora de cogitação, já que a radiação em exames odontológicos não se aproxima dos órgãos reprodutores. Entretanto, os efeitos estocásticos e somáticos podem se manifestar mesmo em baixas doses de radiação, sendo estes os efeitos de maior risco em exames de radiologia odontológica (WHAITES, 2011).

2.4. Evidências de tumores devido à exposição aos raios X em exames odontológicos

Há décadas se sabe que a exposição a elevadas doses de raios X provoca alterações genéticas, porém a exposição às pequenas doses também oferece seus riscos. Estudos recentes procuram evidenciar estes riscos a fim de alertar para os cuidados e a segurança durante procedimentos com essa fonte de radiação.

Foi comprovada a evidência do surgimento de meningioma, que é um tumor geralmente benigno que atinge as membranas que revestem o sistema nervoso central, relacionado a exames de radiografia odontológica (LONGSTRETH, et al., 2004).

Há também estudos que indicam o aumento de risco de câncer na tireóide (MEMON, et al. 2010), câncer cerebral (NEUBERGER, et al., 1991) ambos associados à exposição aos raios X em exames odontológicos.

Por esses e outros motivos deve-se sempre buscar a otimização dos exames radiológicos, resultando em exames mais seguros com imagem de qualidade e menor tempo de exposição dos pacientes e profissionais aos raios X.

2.5. Tipos de radiografias odontológicas

Os exames radiológicos utilizados na odontologia são divididos basicamente em exames extrabucais e intrabucais. Os exames extrabucais são subdivididos em panorâmica, ATM (Articulação Temporomadibular), telerradiografia lateral e frontal, enquanto que os intrabucais são subdivididos em interproximal, oclusal e periapical (SANTOS, 2015). Nos exames intrabucais, os receptores possuem pequenas dimensões para facilitar o acondicionamento dentro da boca.

Interproximal: Possibilita o estudo de cáries entre dentes, pré-molares e molares e permite melhor observação das coroas dos dentes inferiores e superiores na mesma imagem. A Figura 6 mostra o posicionamento do tubo emissor de raios X e do receptor de imagem com vistas lateral e superior para um exame interproximal.

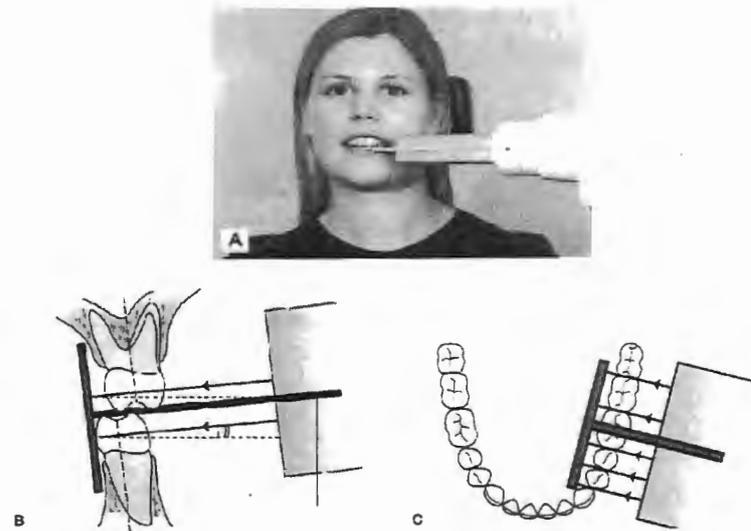


Figura 6: Condução de exame interproximal. A. Posicionamento do tubo emissor de raios X. B. Vista lateral do posicionamento do receptor de imagem. C. Vista superior do posicionamento do receptor de imagem. (Fonte: WHAITES, 2011)

É composto por 4 radiografias do tamanho das periapicais. A Figura 7 mostra um exemplo de imagem radiográfica interproximal.

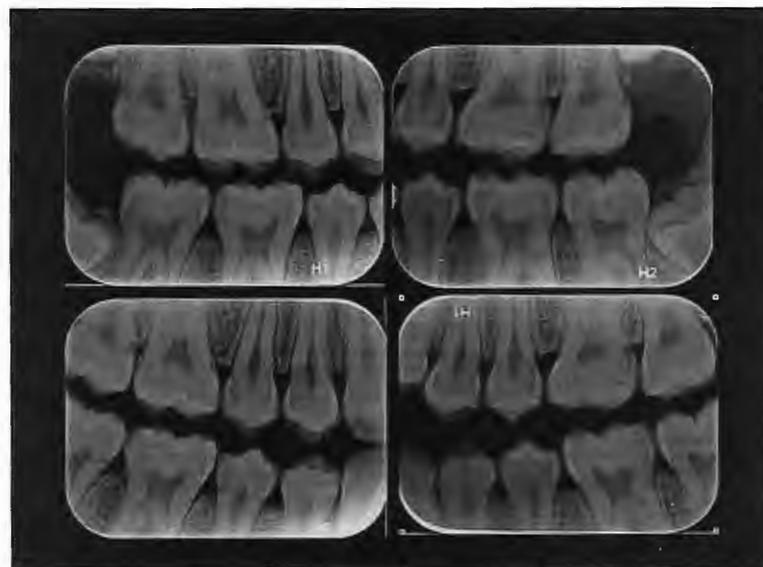


Figura 7: Exemplo de radiografia Intraoral Interproximal (Fonte: ODONTO IMAGEM, 2015).

Oclusal: Permite a visualização da mandíbula e da maxila, é utilizado para acompanhamento de tratamentos ortodônticos e avaliação do desenvolvimento da arcada dentária em crianças. A Figura 8 mostra a condução de exame oclusal inferior.



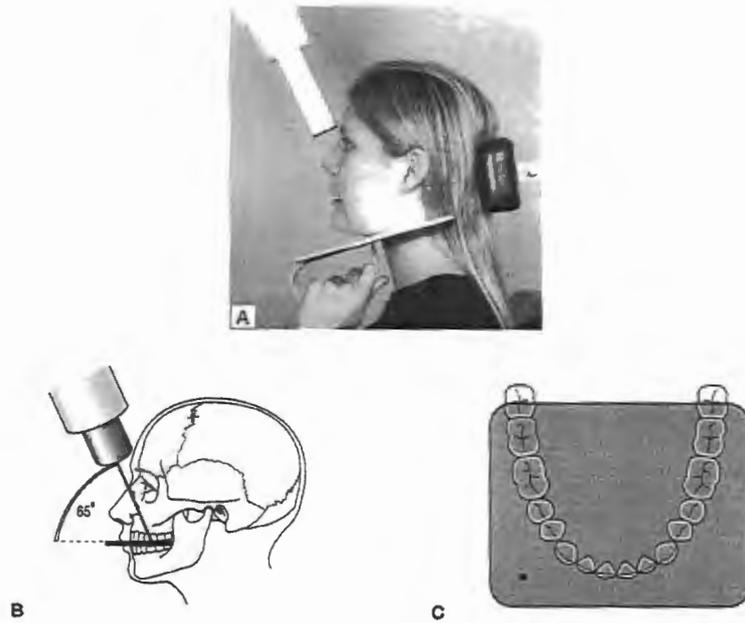


Figura 8: Condução de exame oclusal. A. Posicionamento do tubo emissor de raios X. B. Vista lateral do posicionamento do receptor de imagem. C. Vista superior do posicionamento do receptor de imagem. (Fonte: WHAITES, 2011)

A Figura 9 é um exemplo de imagem radiológica oclusal.

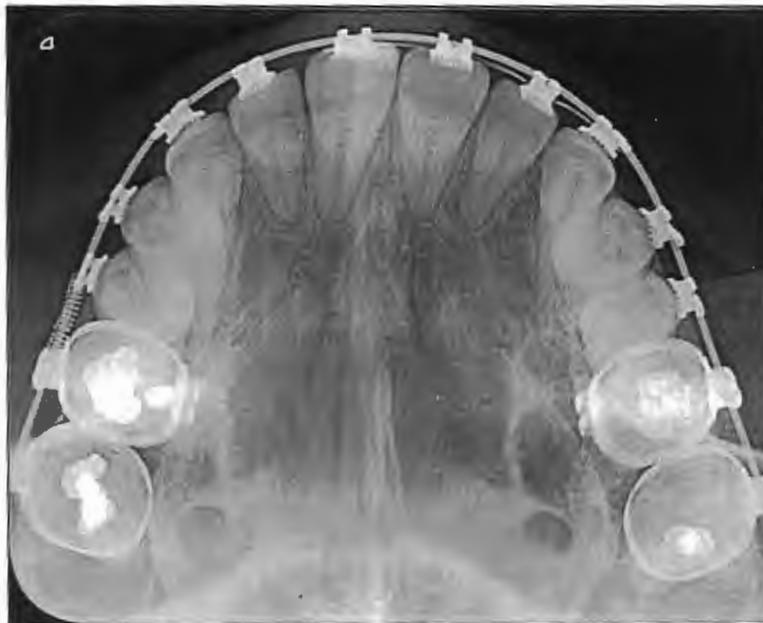


Figura 9: Exemplo de radiografia Intraoral Oclusal (Fonte: FENELON, 2015).

Periapical: Utilizado em regiões específicas da arcada dentária. Podendo ser individual ou composto por quatorze exames (todos os dentes), o que é chamado de

levantamento periapical. O exame periapical gera uma imagem do dente com tamanho quase real devido a aproximação do detector. A Figura 10 mostra a condução de exame periapical.

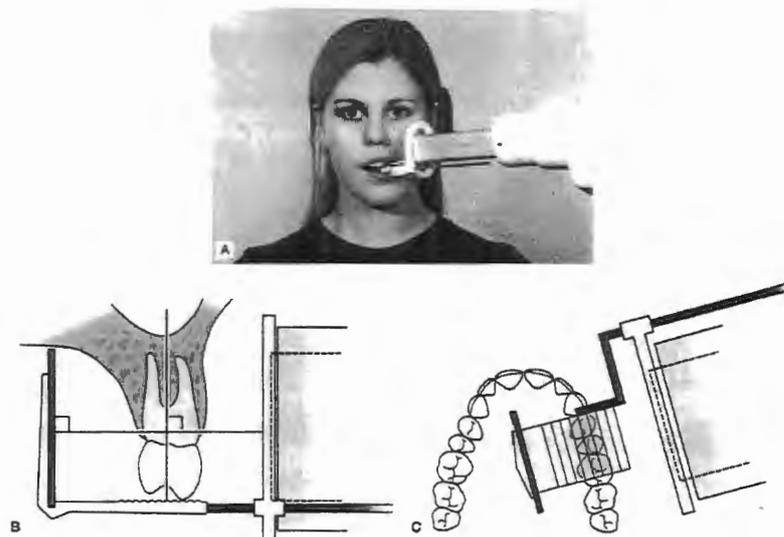


Figura 10: Condução do exame Periapical. A. Posicionamento do tubo emissor de raios X. B. Vista lateral do posicionamento do receptor de imagem. C. Vista superior do posicionamento do receptor de imagem. (Fonte: WHAITES, 2011)

Esse exame é muito utilizado em procedimentos pré e pós cirúrgicos, acompanhamento de dentes inclusos, extração de dente, análise de cistos e análise de patologia geral. A Figura 11 mostra um exemplo de radiografia periapical.



Figura 11: Exemplo de radiografia Intraoral Periapical (Fonte: CROMAX, 2015).

2.6. Tipos de receptores de imagem

Grande parte dos sistemas de radiologia odontológica ainda é analógica, o que consiste na revelação de filmes que implica no uso de substâncias químicas causando diversos transtornos como dificuldade no armazenamento, tempo de revelação e descarte. O sistema de revelação digital elimina esses problemas, pois se baseia em materiais sensíveis aos raios X que apresentam fotoluminescência e são reutilizáveis, além de apresentar melhor resolução e facilidade no processamento da imagem.

Os sistemas digitais foram introduzidos na radiologia durante a década de 80 e vêm substituindo os sistemas analógicos devido à sua praticidade sendo encontrado em dois tipos básicos, o sistema digital direto e o sistema digital indireto.

Esses sistemas já apresentam reduções no tempo de exposição do paciente aos raios X por apresentarem maior sensibilidade aos raios X do que os filmes radiográficos. Devido a sua facilidade na obtenção da imagem, que é gerada alguns segundos após a realização do exame, tem tido grande aceitação entre os profissionais, porém essa mesma facilidade oferecida pode representar um risco no aumento do número de exames em um mesmo paciente se o profissional ignorar as boas práticas durante os procedimentos (ANISSI; GEIBEL, 2014).

A radiologia digital está subdividida em duas categorias principais: Radiografia Direta e Radiografia Indireta. Em sistemas de radiografia direta a excitação do material e a detecção da radiação visível são realizadas em um único dispositivo. Em geral consiste em uma tela intensificadora associada a uma matriz de sensores semicondutores. Na radiologia indireta, o material sensibilizado, geralmente chamado de placa de fósforo fotoestimulável, é promovido a estados excitados metaestáveis com tempo de vida de diversas horas, e só voltarão ao estado fundamental após receber uma nova quantidade de energia. Nesses sistemas, as placas fotoestimuláveis são levadas a um equipamento separado (*scanner* digital) para a leitura e produção da imagem digital.

Nos sistemas de radiografia direta, a resolução da imagem está ligada ao tamanho do elemento da matriz (*pixel*), já na radiografia indireta a resolução depende da capacidade de discretização do *scanner* digital.

2.6.1. Filme radiográfico

O filme radiográfico é constituído por uma base plástica que fornece a rigidez mecânica, uma camada adesiva que fixa a emulsão à base plástica, uma emulsão de halogenados de prata sensíveis aos raios X que são reduzidos à prata negra durante o processo de revelação e uma camada protetora transparente que evita danos mecânicos na emulsão. A Figura 12 mostra o corte transversal de um filme radiográfico e suas partes.

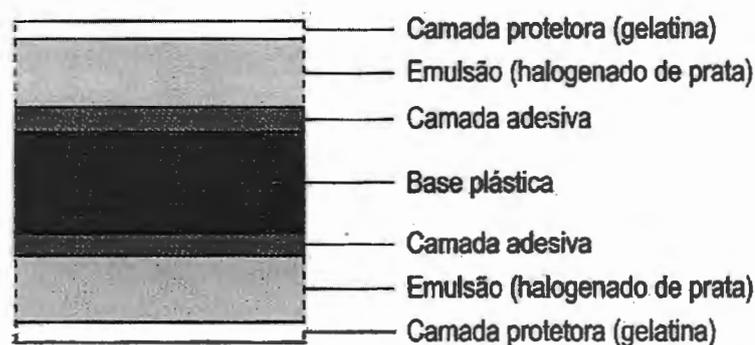


Figura 12: Fonte: Corte transversal de um filme radiográfico. (Fonte: WHAITES, 2011).

A velocidade do filme radiográfico determina a quantidade de raios X necessária para atingir uma determinada densidade óptica, que é o grau de escurecimento do filme. Comercialmente esses filmes são produzidos em diferentes velocidades. A velocidade do filme é determinada pelo tamanho dos cristais da emulsão, quanto maiores forem os cristais, maior é a velocidade do filme, porém menor é a resolução da imagem (WHAITES, 2011). A sensibilidade do filme aos raios X é diretamente ligada a sua velocidade e sua resolução espacial atualmente pode ser superior a 20 lp/mm (WHITE; PHAROAH, 2007).

Os filmes radiográficos possui a vantagem em relação ao sistema digital direto no que diz respeito ao posicionamento na boca do paciente, por ser fino e flexível.

2.6.2. Sistema digital direto

O sistema digital direto se baseia em uma matriz de estado sólido, denominados semicondutores.

Uma camada de material cintilante cobre a matriz semicondutora e esse material emite luz ao receber os raios x. O silício interage com a luz, convertendo-a em pacotes de energia individual para cada *pixel*, a coleta desses sinais o correto condicionamento forma a

imagem digital. A Figura 13 mostra o corte transversal de um elemento da matriz semicondutora (WHAITES, 2011).



Figura 13: Corte transversal de um elemento da matriz semicondutora. Fonte (WHAITES, 2011).

O sistema direto faz a transmissão quase que instantânea da imagem latente para o computador através de um cabo elétrico.

Um estudo realizado por ANISSI e GEIBEL em 2014 constatou uma redução de quatro vezes no tempo de exposição utilizado o sistema digital direto em relação aos filmes radiográficos de velocidade D, porém devido a sua estrutura rígida que provoca dificuldade no posicionamento pode induzir o profissional a realizar mais de um exame no mesmo paciente a fim de obter uma boa imagem.

2.6.3. Sistema digital indireto

Esses sistemas se baseiam em materiais sensíveis aos raios X, que os elevam a estados eletrônicos excitados, e ao regressarem ao estado fundamental emitem radiação visível (LEBLANS; VANDENBROUCKE; WILLEMS, 2011). A intensidade de radiação visível emitida por cada porção do material está diretamente relacionada à quantidade de energia recebida dos raios X. Por sua vez, o número de fótons de raios X incididos nesses materiais é inversamente proporcional à densidade do tecido radiografado. Desse modo, quanto mais denso o tecido radiografado for, menos raios X o atravessarão e chegarão no material fotossensível, com isto, as diferenças de densidade dos tecidos provocarão uma imagem latente com diferentes níveis de excitação. Quando cada porção desse material voltar ao estado fundamental emitirá

radiações visíveis em diferentes intensidades, que coletadas da maneira correta formarão a imagem digital.

O sistema digital indireto substitui os filmes radiográficos por placas de fósforo fotoestimulável. Essas placas possuem uma camada de fósforo que absorve a energia proveniente dos raios X formando uma imagem latente, após a exposição aos raios X a placa é levada a um *scanner* que faz o escaneamento por um feixe a *laser* e a energia armazenada é convertida em luz que é detectada por um sensor óptico e é convertida em sinal elétrico. Esse sinal elétrico analógico é convertido em sinal digital e após ser processado forma-se a imagem radiográfica digital. As placas de fósforo são reutilizáveis e possuem capas plásticas descartáveis para protege-las da saliva do paciente, não precisando ser autoclavadas (WHAITES, 2011).

O estudo realizado por Anisse e Geibel (2014) constatou que o tempo de exposição dos pacientes aos raios X pode ser reduzido à metade, 14 segundos, quando se utiliza o sistema digital indireto se comparado com o uso de filmes radiográficos, 28 segundos, e não apresenta dificuldade em seu posicionamento, já que possuem dimensões e flexibilidade semelhante aos filmes radiográficos (ANISSI; GEIBEL, 2014).

Considerando os aspectos apresentados, este estudo aborda o uso do sistema digital indireto, que apresenta a vantagem da redução do tempo de exposição do paciente aos raios X sem apresentar a dificuldade do posicionamento do elemento receptor na boca do paciente.

2.7. Placa de fósforo fotoestimulável

Em radiografia digital indireta, é necessário um elemento que armazene a imagem do objeto radiografado para depois ser transformada em imagem digital. Esse armazenamento é realizado por elementos denominados de placas de fósforos fotoestimuláveis.

As placas utilizadas neste estudo são de BaFBr:Eu^{2+} , que possuem características específicas como a fluorescência lenta. Essas placas funcionam basicamente da seguinte forma:

- Os raios X provocam a excitação dos elementos básicos da placa resultando em elétrons e lacunas livres. Esses elétrons ficam em um estado excitado e com energia proporcional à energia de excitação.

- Com essa mudança de estado, pode-se dizer que a placa armazenou informação, essa informação é a imagem latente do objeto radiografado.

- Um laser é utilizado para estimular a imagem latente na placa, com essa energia de estimulação, os elétrons livres da placa voltam para os seus estados naturais, e desprendem energia na forma de fótons que constituem o espectro de emissão.

- Esse espectro de emissão tem energia proporcional à energia de excitação gerada pelos raios X incidentes na placa. Com a coleta desse espectro e a correta manipulação dos sinais, é possível formar a imagem digital do objeto radiografado (LEBLANS; VANDENBROUCKE; WILLEMS, 2011).

As placas de fósforo fotoestimulável são produzidas com flúor haleto de bário que formam uma gelatina, quando adiciona európio (Eu^{+2}) são criadas imperfeições, ocasionando em vacâncias, ou centros F. Quando expostos aos raios X, os elétrons de valência do európio migram para as vacâncias do haleto onde ficam capturados, no chamado estado de latência. Ao receber a estimulação de um feixe a laser, por exemplo, esses elétrons voltam ao seu estado original, liberando fótons de luz visível. A Figura 19 mostra os estágios para a formação da imagem na placa de fósforo fotoestimulável.

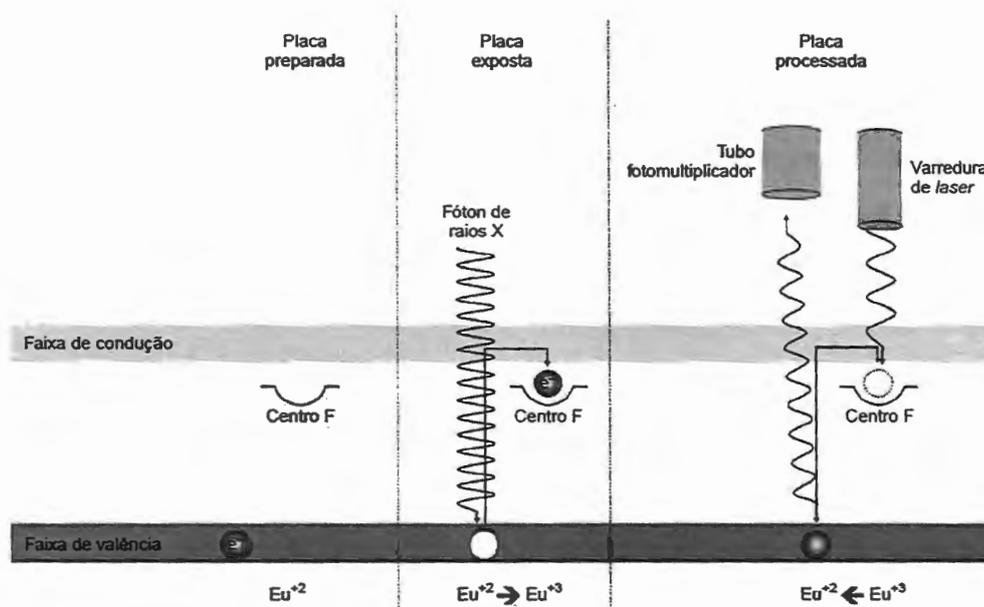


Figura 14: Formação da imagem na placa de fósforo fotoestimulável. À esquerda: A imperfeição na gelatina criada pelo európio, resultando em vacâncias (centro F). Ao centro: Os elétrons de valência do európio ocupando a vacância do haleto de bário depois de ser excitado pelos raios X. À direita: Os elétrons voltando ao estado inicial após a estimulação à *laser* e liberando fótons de luz visível. Fonte: (WHITE; PHAROAH, 2007).

A excitação é obtida pela exposição aos raios X, o espectro de estimulação é fornecido geralmente por um feixe a *laser* vermelho ou infravermelho e o espectro de emissão ocorre na cor azul e é resultado da recombinação dos elétrons e lacunas.

A Figura 20 mostra os espectros de excitação, estimulação e emissão.

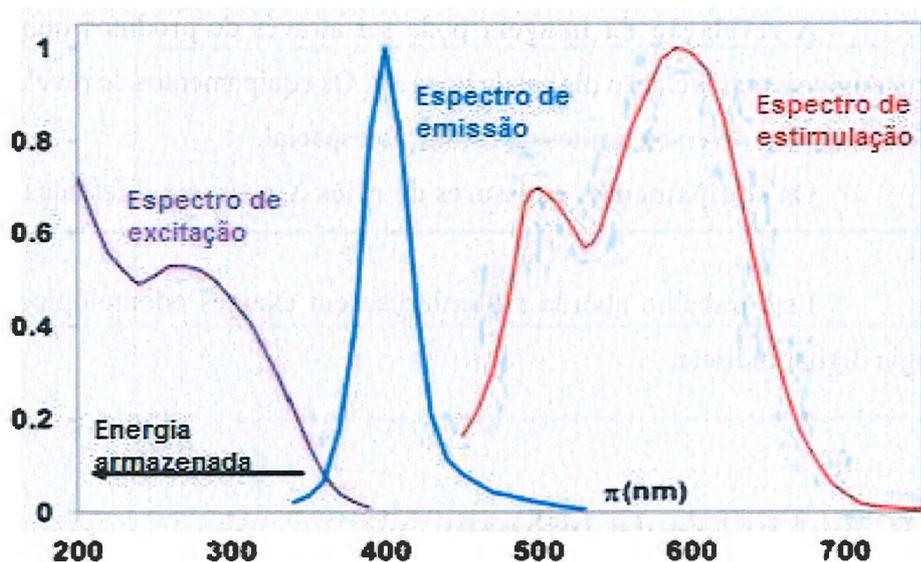


Figura 15: Espectros de excitação, emissão e estimulação da placa de fósforo fotoestimulável (Fonte: Adaptado de Leblans; Vandembroucke; Willems, 2011).

2.8. A imagem radiológica

A imagem radiológica utilizada em diagnóstico médico e odontológico é formada através da emissão de raios X por um tubo emissor, da absorção dos raios X pelos diferentes tecidos biológicos irradiados, da detecção dos raios X por um elemento sensível a estes raios e finalmente da conversão da energia absorvida pelo detector em um padrão de luz visível que permite a formação da imagem propriamente dita.

A qualidade da imagem radiológica depende de vários fatores, como o tipo do detector, a região irradiada, o tempo de exposição aos raios X, a qualidade do equipamento emissor de raios X e a qualidade da revelação da imagem.

Portanto, para um estudo que tem como propósito a otimização dos exames de radiologia odontológica com o uso de sistema digital, o conhecimento de cada um desses fatores é fundamental.

Os detectores podem ser filmes fotossensíveis para sistemas analógicos, placas de fósforo fotossensível ou detectores CCD no caso de sistemas digitais.

A **região irradiada** pode ter tecidos com pouca diferença de densidade, que absorverão praticamente a mesma quantidade de raios X e produzirão uma imagem com baixos níveis de contraste.

A **revelação da imagem** pode ser através de produtos químicos, no caso de filmes analógicos, ou revelação digital da imagem. Os equipamentos de revelação digital podem ser encontrados em diversos limites de resolução espacial.

Os **equipamentos emissores de raios X** possuem diferentes níveis de tensão e corrente.

Este trabalho aborda a otimização em exames odontológicos com sistema de radiologia digital indireta.

2.9. Análise da imagem

Uma imagem radiológica pode ser avaliada por três parâmetros básicos, que são: Contraste, resolução espacial e ruído. Cada parâmetro é explicado em detalhes a seguir.

2.9.1. Contraste

O contraste de uma imagem pode ser definido como a diferença do tom de cinza de uma região observada e a sua vizinhança. Em imagens radiográficas essa diferença de tons de cinza permite diferenciar os tecidos radiografados, já que cada tecido possui densidade diferente do outro. Para uma imagem ser considerada boa para o diagnóstico, ela deve ter sua escala de valores de cinza bem distribuída para que a imagem não fique muito clara ou muito escura, comprometendo assim o seu diagnóstico.

A variação do contraste de uma imagem se dá pelo aumento ou diminuição da diferença de tons de cinza entre um *pixel* ou conjunto de *pixels* e dos *pixels* a sua volta. Quanto maior essa diferença, maior é o contraste.

O histograma é um gráfico que representa a distribuição da quantidade de pixels para cada valor de cinza na escala. A Figura 16 mostra a mesma imagem com diferentes ajustes de utilização da escala de cinza, onde é possível ver que a má distribuição dos tons de cinza pode resultar em uma imagem muito clara ou muito escura.

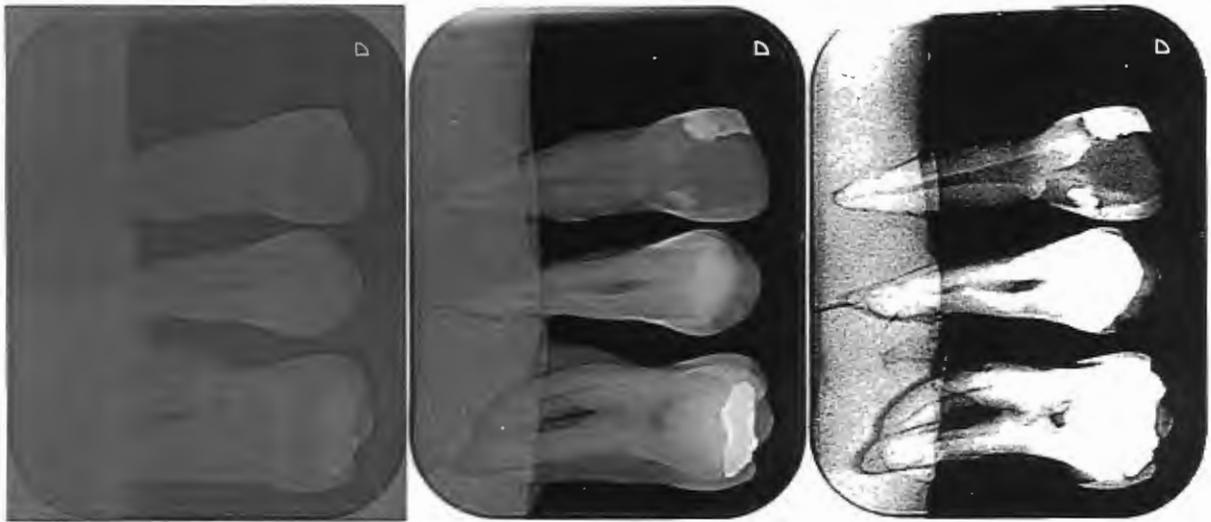


Figura 16: Mesma radiografia com diferente distribuição dos valores de cinza, resultando em uma imagem muito clara, à esquerda, adequada para o diagnóstico, ao centro e muito escura, à direita.

2.9.2. Resolução espacial

A resolução de uma imagem é a capacidade que um dispositivo tem para “distinguir detalhes com precisão” (WHITE; PHAROAH, 2007), ou seja, quanto maior a resolução, maior será o nível de detalhamento de um determinado objeto representado.

A resolução espacial dos filmes radiográficos é limitada pelo tamanho dos grãos de prata da emulsão, enquanto que os sistemas digitais se limitam pelo tamanho de seus elementos da imagem, os *pixels*. Tanto os filmes radiográficos quanto os sistemas digitais atuais podem fornecer resolução espacial superior a 20 lp/mm (pares de linha por milímetro). Um profissional experiente pode ler uma resolução de aproximadamente 6 lp/mm sem utilizar magnificação (WHITE; PHAROAH, 2007).

Há diversas maneiras de avaliar a resolução espacial de uma imagem. Uma delas é através do uso de padrões de resolução, que são constituídos pelas imagens de barras espaçadas entre si e quanto mais próximas estas barras estiverem, melhor deverá ser a resolução do sistema para lê-las.

A Figura 17 mostra um padrão de resolução radiografado.

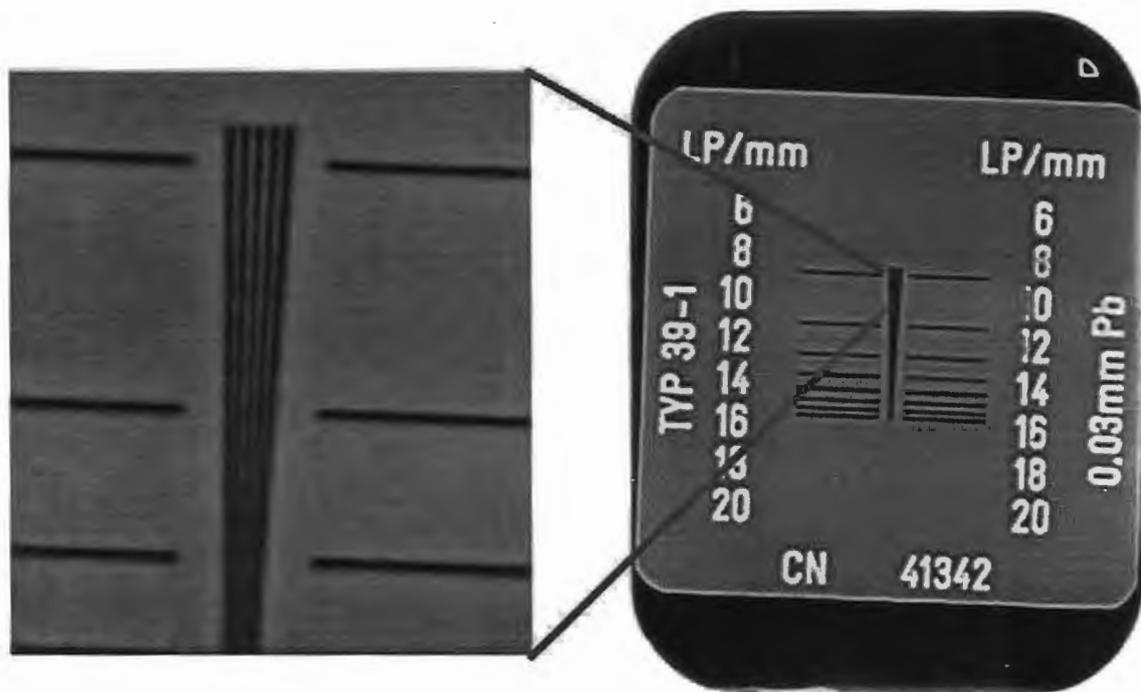


Figura 17: Radiografia de um Padrão de Resolução e o detalhe das linhas ampliado à esquerda (Fonte: Próprio autor).

Uma unidade para resolução de imagens é pares de linhas por milímetro (lp/mm). No padrão de resolução, um par de linha é definido por uma barra e um espaço. Em imagens digitais, a maior resolução possível, também chamada de resolução teórica é limitada pelo tamanho do pixel.

Outra maneira de medir a resolução espacial da imagem é através da Função de Transferência de Modulação (FTM) que é a avaliação da quantidade do sinal de entrada que é transferida para a saída do sistema.

Para efeito didático, a Função de Transferência de Modulação (FTM) pode ser definida como a fidelidade em que um sistema transfere, ou reproduz, os detalhes do objeto real. Isto significa que quanto maior a FTM, maior é o nível de detalhamento da imagem (maior resolução).

A FTM também pode ser explicada da seguinte maneira:

Um conjunto de barras totalmente pretas de arestas definidas estão lado a lado sobre um fundo totalmente branco. Essas barras vão ficando cada vez mais próximas, o que significa que a sua frequência está aumentando, resultando em mais barras em um mesmo comprimento (em um milímetro, por exemplo). O perfil da seção deste conjunto de barras é uma onda retangular que varia de uma frequência mínima para uma máxima, e suas subidas e

descidas continuam bem definidas. A Figura 18 mostra o conjunto de barras e o perfil da seção transversal.

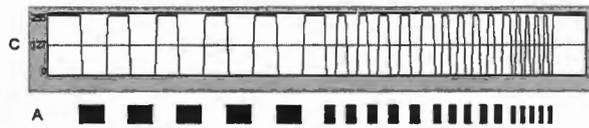


Figura 18: Imagem de um padrão de barras e seu perfil da seção transversal (Fonte: BOB ATKINS PHOTOGRAPHY, 2014).

Considerando o conjunto descrito acima como o objeto real, a sua imagem reproduzida por um sistema óptico, analógico ou digital, não conseguirá reproduzi-lo com todos os detalhes, havendo, portanto, perdas na sua reprodução (transferência). Quanto menos resolvido o sistema óptico for, menos definida será a imagem, podendo até a não reproduzir as barras muito próximas, e este será o seu limite de resolução. A Figura 19 mostra a imagem reproduzida do conjunto de barras e o perfil de sua seção transversal.

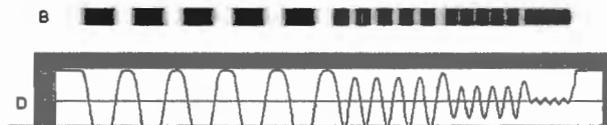


Figura 19: Imagem de um padrão de barras transferida por um sistema óptico e seu perfil da seção transversal (Fonte: BOB ATKINS PHOTOGRAPHY, 2014).

Em seu limite de resolução, a imagem reproduzida será uma faixa cinza, que é o ponto médio entre o preto (mínimo) e o branco (máximo).

Portanto, dizer que um sistema possui 10 pl/mm é dizer que o mesmo é limitado a reproduzir no máximo o nível de detalhe contido em 10 barras (espaçadas igualmente) em um milímetro. Mesmo assim, esta é a resolução máxima, definida como a resolução teórica, ou seja, onde as barras pretas espaçadas em um fundo branco já foram reproduzidas na imagem como uma faixa cinza e a distinção entre as barras já deixaram de existir um pouco antes deste valor. É por isto que os valores de FTM são melhores avaliados à 50% (FTM50) ou à 20% (FTM20), sendo a FTM50 mais adequada, porque a FTM20 já está mais próxima do limite de resolução.

A representação da resolução obtida pela medição da FTM é realizada em um gráfico com a relação da FTM pela resolução espacial, que pode ser em ciclos por milímetro ou pares de linha por milímetro. A Figura 20 mostra um exemplo deste gráfico.

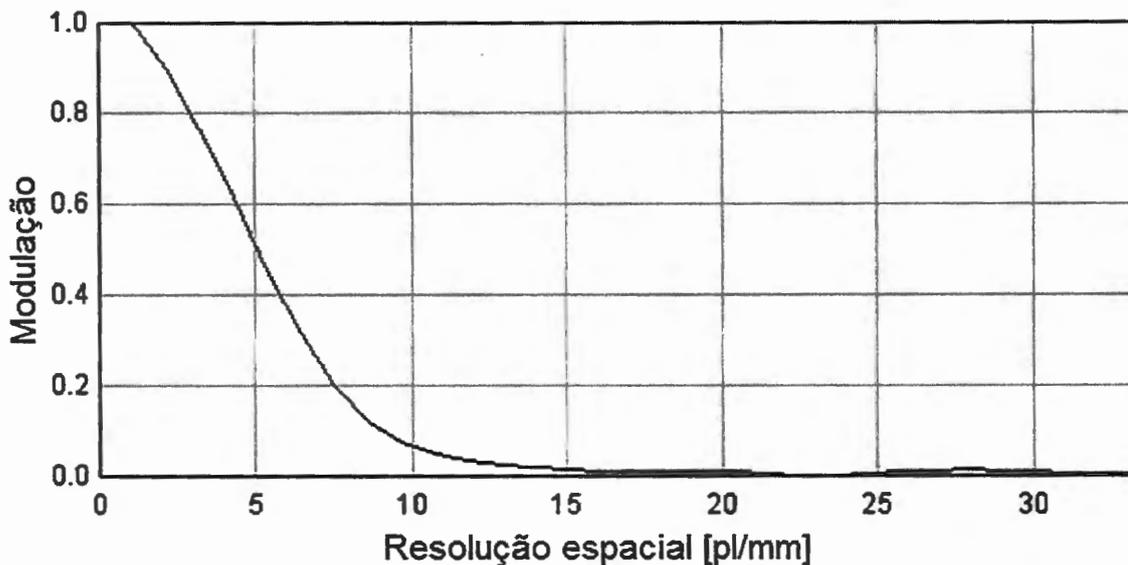


Figura 20: Exemplo de gráfico de função de transferência de modulação. (Fonte: PRÓPRIO AUTOR).

Para se calcular a FTM existem alguns métodos, dentre os quais a obtenção da FTM através da imagem de um degrau com alto contraste é um método muito prático.

Para obter a FTM através da imagem de um degrau, primeiro é necessário identificar a aresta do degrau e calcular a Função de Espalhamento do Degrau (FED, do inglês: *Edge Spread Function* - ESF), que é a resposta do sistema para uma entrada degrau unitário, resultante da convolução da entrada degrau com a Função de Espalhamento do Ponto (*Point Spread Function* - PSF). Derivando-se a FED, obtém-se a Função de Espalhamento da Linha (FEL, do inglês: *Line Spread Function* - LSF), que é a resposta do sistema para uma linha de alto contraste. Por fim a FTM é obtida com a normalização da magnitude da transformada de Fourier da FEL (KOHM, 2004). O Quick MTF faz os passos descritos acima e mostra o gráfico da FTM x resolução espacial (pl/mm).

Este trabalho avaliou a resolução através da FTM da radiografia de uma barra metálica com aresta bem definida para gerar a imagem de um degrau e o processamento dessa imagem com um *software* específico. Este procedimento é detalhado no Capítulo 3.

2.9.3. Ruído

O ruído é o resultado de interferências de origens diversas que provocam variação ou erro em uma medida que idealmente seria invariável. Uma imagem gerada com

baixo tempo de exposição aos raios X possui um nível de ruído maior do que uma imagem obtida com maior tempo de exposição.

Uma avaliação importante para a verificação da qualidade da imagem é o cálculo da razão sinal-ruído (RSR), que quanto maior é essa razão, melhor é a imagem, ou seja, menor é a influência do ruído na imagem.

A RSR é obtida pela equação 6 (FURQUIM, 2011):

$$RSR = \frac{V_{med}}{\sigma} \quad (6)$$

Onde:

V_{med} = Valor médio dos pixels (tom de cinza médio da região selecionada).

σ = Desvio padrão.

Com avaliação destes três parâmetros básicos é possível obter dados para concluir qual a melhor imagem obtida para os diferentes tempos de exposição aos raios X, e com isto identificar a melhor relação entre tempo de exposição e qualidade da imagem radiológica digital em exames odontológicos.

- RESOLUÇÃO: Tende a ser constante, mas piora com o aumento do tempo de exposição.

- CONTRASTE: Aumenta com o tempo de exposição.

- RAZÃO SINAL-RUÍDO: Aumenta com o tempo de exposição.

- Risco de câncer: Aumenta com o tempo de exposição.

Este estudo visa encontrar a menor exposição a fim de diminuir o risco de câncer sem comprometer os parâmetros resolução, contraste e razão sinal-ruído, que são fundamentais para a avaliação da imagem para diagnóstico.

Capítulo 3

3. Equipamentos e ferramentas utilizados

Este capítulo descreve os equipamentos e ferramentas utilizados, como o equipamento emissor de raios X, o *scanner* de radiografia digital e o *software* de medição da resolução espacial, tanto os seus princípios de funcionamento quanto as suas características técnicas.

3.1. Tubo emissor de raios X

Para a realização deste trabalho foi utilizado um tubo emissor de raios X do fabricante Gnatus Equipamentos Médicos-odontológicos LTDA, modelo SOMMO com potência nominal de 900 a 1200 VA. O conjunto emissor é imerso em óleo e seu colimador cilíndrico é totalmente blindado. A Figura 21 mostra o equipamento utilizado.

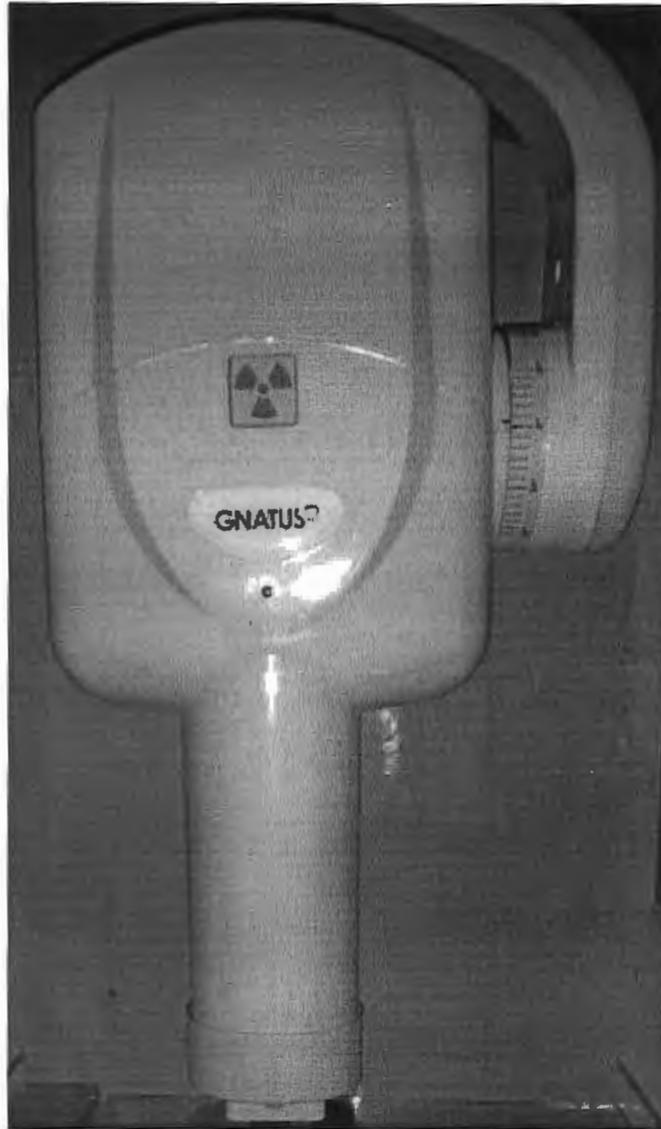


Figura 21: Tubo emissor de raios X, fabricante Gnatus, modelo SOMMO.

O anodo é de Tungsténio e possui ângulo de 19° .

Corrente máxima de 7 mA para a tensão média de 70 kVp (GNATUS, 2005).

Após a geração dos raios X, os mesmos devem passar por filtros que garantam a qualidade da radiação. A Tabela 2 especifica os filtros presentes no equipamento utilizado.

Qualidade de radiação

Filtração de equivalência de qualidade.

FILTROS:

- Vidro do tubo
1,26 mm Al
- Óleo isolante, coluna 17mm
0,64 mm Al
- Janela
0,32 mm Al
- Filtro adicional (alumínio)
1,00 mm Al

FILTRAÇÃO TOTAL

3,22 mm Al

Nota: Filtração com equivalência de espessura de alumínio.

- Utilizando-se como método uma tensão do tubo de Raios-X de 70 kVp e 2,5 mmAl de camada semi-redutora.

- O método utilizado para medição da primeira camada semi-redutora foi em condições de Feixe estreito, com o equipamento de Raios X operando com valor de tensão do tubo de Raios X de 70 kVp com corrente anódica de 7mA e tempo de exposição de 1,0 segundo.

Tabela 2: Filtros presentes no equipamento de emissão de raios X (Fonte: GNATUS, 2005).

O tempo de irradiação está compreendido entre 0,06 e 3,2 segundos.

Conjunto emissor é composto principalmente pela bobina de alta tensão, o tubo de raios X, o colimador e o filtros. A Figura 22 mostra os componentes do conjunto emissor.

Acessórios do conjunto emissor.

- 01 - Cone complementar
- 02 - Filtro de alumínio (1mm a1)
- 03 - Colimador
- 04 - Anel vedação do colimador
- 05 -Tubo de raios-x
- 06 - Capa externa
- 07 - Óleo isolante
- 08 - Ponto focal
- 09 - Bobina alta tensão
- 10 - Conjunto Placa eletrônica

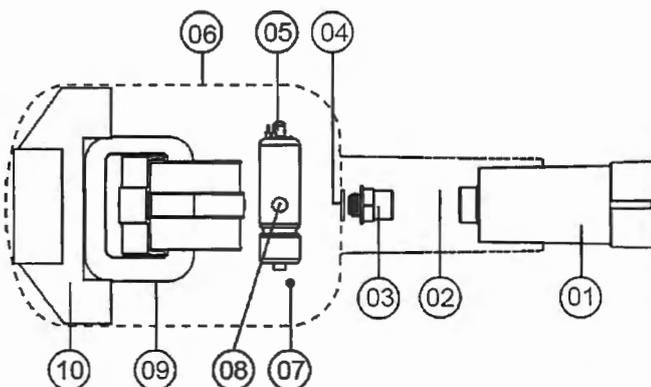


Figura 22: Principais componentes do cabeçote de um equipamento de raios X odontológico (GNATUS, 2005).

Outra característica importante do emissor de raios X é o feixe de radiação, que é ilustrado na Figura 23. O equipamento pode ser utilizado sem ou com o cone prolongador. Com o cone prolongador proporciona menor distorção na imagem gerada (GNATUS, 2005).

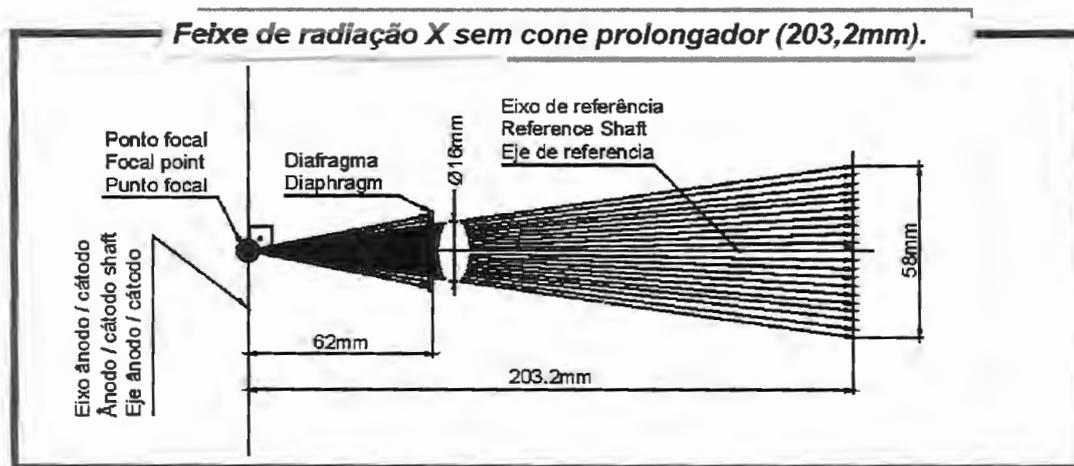


Figura 23: Característica do feixe de radiação (GNATUS, 2005).

O fabricante do equipamento emissor de raios X recomenda alguns tempos de exposição definidos para cada tipo de exame, como mostra a Tabela 3.

| Região | Ângulo | *DFF/DFS 20 cm | | | *DFF/DFS 30 cm | | |
|-------------------|-----------------------|-------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|
| | | Tempo (s) Filme Grupo E | Tempo (s) Filme Grupo F | Tempo (s) Sensor Digital | Tempo (s) Filme Grupo E | Tempo (s) Filme Grupo F | Tempo (s) Sensor Digital |
| Maxilar | Incisivo +40° | 0,20-0,32 | 0,20-0,28 | 0,06-0,10 | 0,40-0,56 | 0,40-0,56 | 0,06-0,20 |
| | Canino +45° | | | | | | |
| | Pré-molar +30° | | | | | | |
| | Molar +20 | | | | | | |
| Mandibular | Incisivo -15° | 0,20-0,32 | 0,20-0,28 | 0,06-0,10 | 0,40-0,56 | 0,40-0,56 | 0,06-0,20 |
| | Canino -20° | | | | | | |
| | Pré-molar -10° | | | | | | |
| | Molar -5° | | | | | | |
| Oclusal | Maxilar Superior +60° | 0,20-0,32 | 0,20-0,32 | — | 0,50-0,56 | 0,40-0,56 | — |
| | Maxilar Inferior -70° | | | — | 0,40-0,56 | | — |
| Bitewing | Anterior +8° | 0,20-0,32 | 0,20-0,28 | 0,06-0,10 | 0,40-0,56 | 0,40-0,56 | 0,06-0,20 |
| | Posterior +8° | | | | | | |

*DFF - Distância Foco-Filme
*DFS - Distância Foco-Sensor

Tabela 3: Tempos de exposição sugeridos pelo fabricante do equipamento emissor de raios X para cada tipo de exame odontológico. (Fonte: GNATUS, 2005).

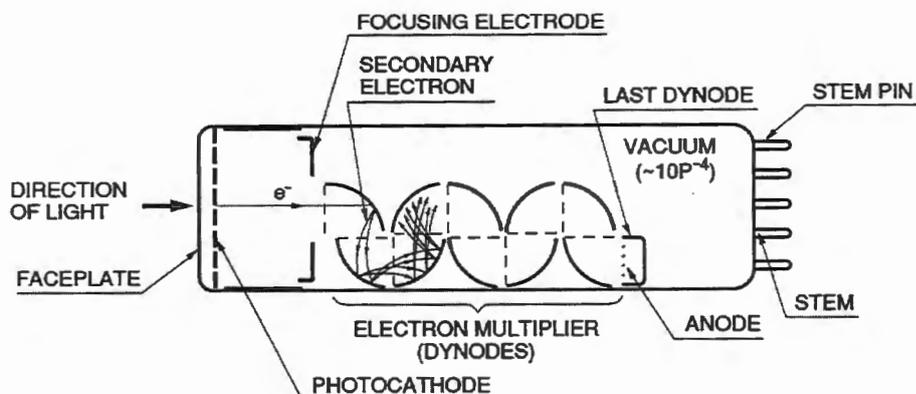


Figura 28: Estrutura básica de um Tubo Fotomultiplicador (HAMAMATSU, 2007).

A radiação incidente na entrada do Tubo atinge o fotocátodo. Este elemento sensível, por efeito fotoelétrico, libera elétrons. Esses fotoelétrons são então direcionados aos estágios de multiplicação. Esses estágios, também chamados de dínodos promovem uma amplificação do sinal elétrico. Ao incidir no dínodo, um fotoelétron desencadeia a liberação de alguns outros fotoelétrons, chamados de elétrons secundários. Esse processo é repetido em cascata até o último dínodo, quando os elétrons secundários são enviados ao anodo (HAMAMATSU, 2007).

Esse processo de amplificação através da geração de elétrons secundários promove ganhos de diversas ordens de grandeza. Por esta razão os Tubos Fotomultiplicadores são amplamente utilizados em situações de baixa intensidade de sinal, como o caso de leitura da fotoluminescência de placas de fósforo.

Para o seu correto funcionamento, o Tubo Fotomultiplicador conta com alguns dispositivos periféricos como fonte de alta tensão e conversor analógico-digital.

Fonte de Alta Tensão (HV):

Para acelerar os fotoelétrons e produzir os elétrons secundários nos estágios multiplicadores, esse componente deve ser alimentado com alta tensão. Essa alimentação geralmente é na ordem de 1 a 2 kV. Devido ao alto ganho do Tubo Fotomultiplicador, a fonte de alimentação deve ser extremamente estável.

A tensão de alimentação deve ser uniformemente distribuída em cada um dos estágios de multiplicação, através de divisores de tensão, como mostra a Figura 29.

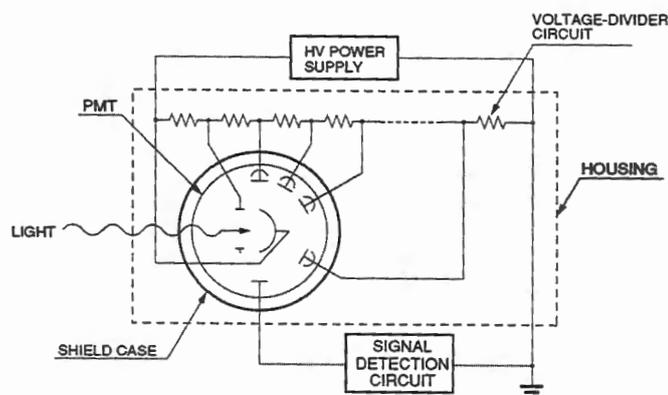


Figura 29: Fonte de alta tensão e divisores de tensão para os estágios multiplicadores do Tubo Fotomultiplicador (HAMAMATSU, 2007).

Devido à alta sensibilidade do tubo fotomultiplicador, esta deve ter um encapsulamento mecânico cuidadosamente projetado para cada aplicação. Dentre as principais funções de uma carenagem para os tubos fotomultiplicadores destacam-se:

- Prevenir a entrada de radiação indesejada;
- Isolamento térmico;
- Isolação contra campos elétricos ou magnéticos externos.

Conversor analógico-digital

O Tubo Fotomultiplicador fornece uma saída analógica em corrente, a qual será lida como um sinal de tensão de 0 a 500 mV, variando de 1 a 5 ms. Esse sinal deve ser amostrado e digitalizado de modo a se obter um nível digital específico para cada pixel da imagem.

Para o nível de resolução de 16,6 pl/mm, cada *pixel* na imagem possui uma dimensão de 30 μ m, o que representa, para uma placa com 30 mm de largura, 1000 *pixels*/linha. Nesse caso, a dimensão temporal de cada *pixel* no sinal do Tubo é de 1 a 5 μ s. Além disso, devido aos ruídos presentes no sinal emergente da célula, cada *pixel* é amostrado algumas vezes, sendo o valor representativo de cada *pixel* uma média aritmética da amostragem.

Dessa forma, o sinal analógico da saída do Tubo Fotomultiplicador é convertido em sinal digital, depois é amostrado e organizado em uma matriz com tons de cinza que depois de processada digitalmente forma a imagem digital radiológica.

Características técnicas do *scanner* de radiologia digital utilizado

O equipamento para leitura digital utilizado foi o VistaScan Mini Easy do fabricante Durr Dental e possui resolução teórica ajustável em 10 ou 16 pl/mm, todos os procedimentos foram realizados na maior resolução permitida pelo equipamento. O equipamento necessita estar conectado a um micro computador para visualização das imagens. A Figura 30 mostra o equipamento utilizado, onde: 1- Entrada da placa de fósforo fotoestimável; 2- Painel de controle; 3- Alavanca para troca da carenagem frontal; 4- Bandeja de saída da placa.

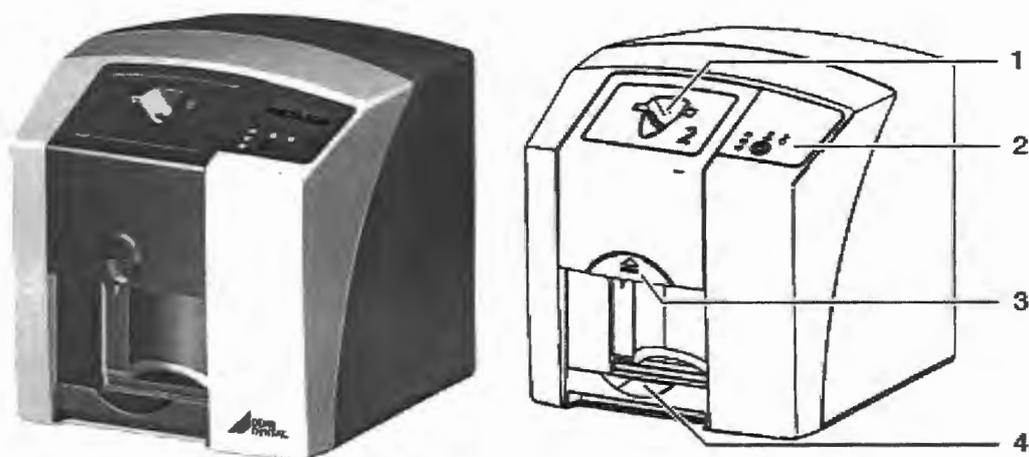


Figura 30: Partes básicas do *scanner* radiológico digital (VISTASCAN).

Para a geração da imagem radiográfica digital, primeiramente o *scanner* deve estar ligado e propriamente instalado em um microcomputador, bem como o seu software de processamento e manipulação das imagens. Feito isto, deve-se ser realizado o procedimento descrito na Figura 3 que mostra o fluxo para a geração da imagem radiográfica com o *scanner* digital.

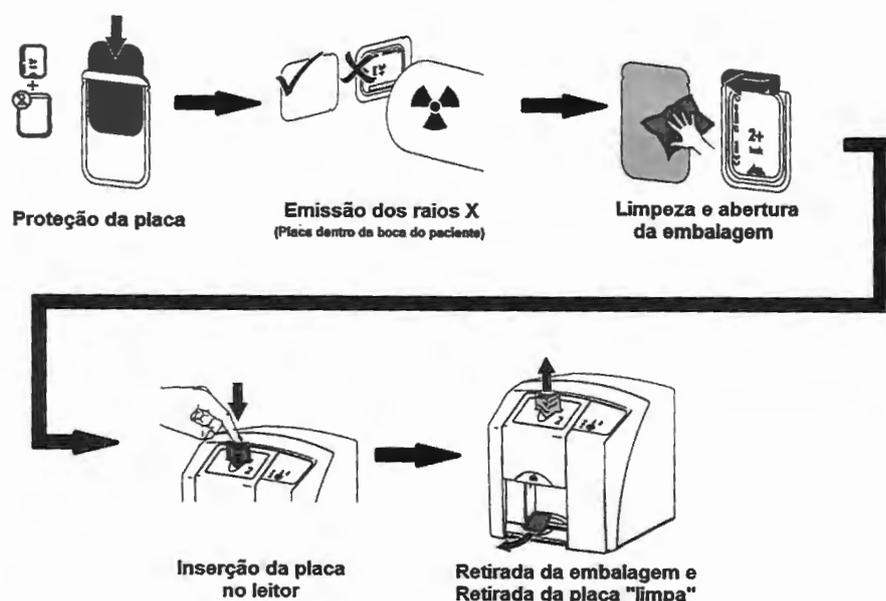


Figura 31: Etapas para obtenção da imagem latente na placa de fósforo fotoestimulável em imagem digital com o *scanner* radiológico digital (Adaptado de: VISTASCAN).

O fabricante do *scanner* digital sugere alguns tempos de exposição aos raios X para cada tipo de exame a ser realizado, como mostra a Figura 32.

| | Foco DC, 7 mA Longitud de tubo 20 cm | | Foco DC, 7 mA Longitud de tubo 30 cm | |
|-------------------------|---|---------|---|--------|
| | 60 kV | 70 kV | 60 kV | 70 kV |
| Maxilar superior | | | | |
| Incisivo | 0,1 s | 0,08 s | 0,2 s | 0,16 s |
| Premolar | 0,125 s | 0,1 s | 0,25 s | 0,2 s |
| Molar | 0,16 s | 0,125 s | 0,32 s | 0,25 s |
| Mordida | 0,16 s | 0,125 s | 0,32 s | 0,25 s |
| Maxilar inferior | | | | |
| Incisivo | 0,1 s | 0,08 s | 0,2 s | 0,16 s |
| Premolar | 0,125 s | 0,1 s | 0,25 s | 0,2 s |
| Molar | 0,125 s | 0,1 s | 0,25 s | 0,2 s |
| Mordida | 0,16 s | 0,125 s | 0,32 s | 0,25 s |

Figura 32: Tempos de exposição sugeridos pelo fabricante do equipamento *scanner* radiológico digital para cada tipo de exame odontológico (VISTASCAN).

Após o a realização do procedimento descrito, a imagem digital será exibida no monitor do microcomputador, na interface do *software* do *scanner* digital. Este *software* permite o ajuste de brilho, contraste, aumento da imagem (*zoom*) e oferece algumas extensões para armazenamento da imagem como JPEG e BMP.

3.3. O *software* Quick MTF

O *software* Quick MTF foi utilizado neste trabalho para realizar o cálculo da resolução espacial das imagens com os diferentes tempos de exposição aos raios X.

Este *software* calcula, entre outros parâmetros, a Função de Transferência de Modulação através da imagem de um degrau (borda), que é um das técnicas mais eficientes, utilizando como referência a ISO 12233, que é a norma para medição da resolução de câmeras eletrônicas de imagens estáticas (KURTSEV, 2014).

O Quick MTF possui uma interface amigável, sendo necessários poucos ajustes para obter o cálculo da resolução.

3.4. O *software* ImageJ

O *software* ImageJ é uma plataforma de domínio público para análise e processamento de imagens. Neste trabalho ele foi utilizado para a visualização dos histogramas e para a análise do ruído nas imagens radiográficas digitais.

Capítulo 4

4. Avaliação da Resolução Espacial

Este capítulo descreve os materiais e métodos utilizados para a caracterização da resolução espacial relacionando-a com a variação do tempo de exposição da amostra aos raios X.

Foi utilizada a Função de Transferência de Modulação com o método do degrau descrito nos capítulos anteriores.

O *scanner* digital permite salvar a imagem tanto em Dados Originais quanto em Estado Atual, ambos em 8 bits, ou seja 2^8 (256) tons de cinza. As imagens em Dados Originais são as imagens salvas sem qualquer alteração ou processamento adicional automático ou realizado pelo usuário, já as imagens salvas em Estado Atual são imagens que tiveram os parâmetros de brilho e contraste otimizados automaticamente pelo *software* do fabricante do *scanner* digital.

As primeiras caracterizações foram realizadas apenas com as imagens salvas em Dados Originais de 8 bits, e posteriormente as caracterizações mais conclusivas também incluíram as imagens salvas em Estado Atual para avaliar os efeitos causados pelos ajustes automáticos do *scanner* digital.

Foram realizadas as seguintes caracterizações:

- Emissão direta dos raios X: Esta caracterização é obtida com a radiografia de uma barra metálica sem que houvesse qualquer outro objeto entre a mesma e o tubo emissor de raios X.

- Simulando os tecidos moles da face: Esta caracterização é obtida com a radiografia de uma barra metálica com uma chapa de acrílico sobre a mesma, simulando as perdas nos tecidos moles da face durante a radiografia em pacientes.

- Adição de chumbo na barra metálica: Para sanar a suspeita de que a barra metálica estaria deixando passar uma parte dos raios X, esta caracterização foi realizada. Assim como a caracterização anterior, utiliza-se a barra metálica como objeto radiografado com a

chapa de acrílico sobreposta para simular os tecidos moles da face, entretanto, a barra metálica recebe uma camada de chumbo em sua base para reforçar o bloqueio dos raios X.

- Verificar a repetibilidade do sistema: Esta caracterização consiste na obtenção de imagens repetidas sem alterar nenhuma configuração nos equipamentos e materiais, para observar a repetibilidade do sistema.

- Verificar a uniformidade da resolução espacial ao longo da imagem do degrau com a variação do tempo de exposição: Esta caracterização foi realizada para verificar se há uniformidade na medida de resolução espacial ao longo do degrau conforme se variava o tempo de exposição. Pois com tempos muito curtos ou muito longos, a emissão dos raios X poderia não estar uniformemente distribuída sobre o objeto radiografado, causando assim variação na qualidade da imagem.

4.1. Tempo de exposição vs Resolução Espacial para a emissão direta dos raios X

A fim de relacionar a resolução, em pares de linhas por milímetro, com a redução do tempo de exposição, em segundos, este primeiro procedimento foi realizado através da medição da função de transferência de modulação com a metodologia do degrau para a emissão dos raios X diretamente sobre o objeto radiografado e a placa de fósforo fotoestimulável.

Para obter a imagem degrau, uma barra de aço-rápido retificada com arestas bem definidas foi colocada sobre a placa de fósforo e exposta aos raios X. A barra de aço bloqueou os raios X em uma região da placa de fósforo, enquanto que o restante da placa foi completamente atingido pelos raios, gerando assim uma imagem degrau. A Figura 33 ilustra o procedimento para a obtenção da imagem degrau.

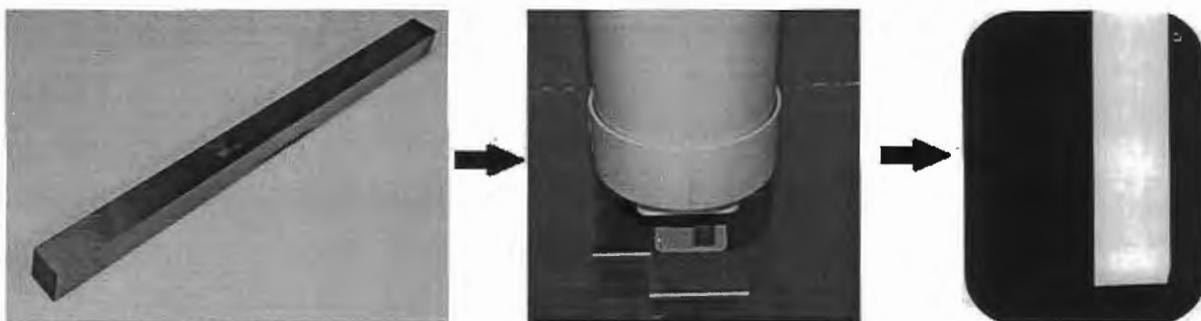


Figura 33: A barra retificada (à esquerda) é posicionada sobre a placa de fósforo fotoestimulável (ao centro) que recebe os raios X que formam a imagem do degrau (à direita).

O tubo emissor de raios X foi inclinado em 2° em relação ao eixo perpendicular a superfície da placa de fósforo fotoestimulável para evitar o efeito de “sombra”, garantindo assim que a aresta da barra fosse totalmente exposta à emissão dos raios X. A Figura 34 mostra o posicionamento correto do sistema.

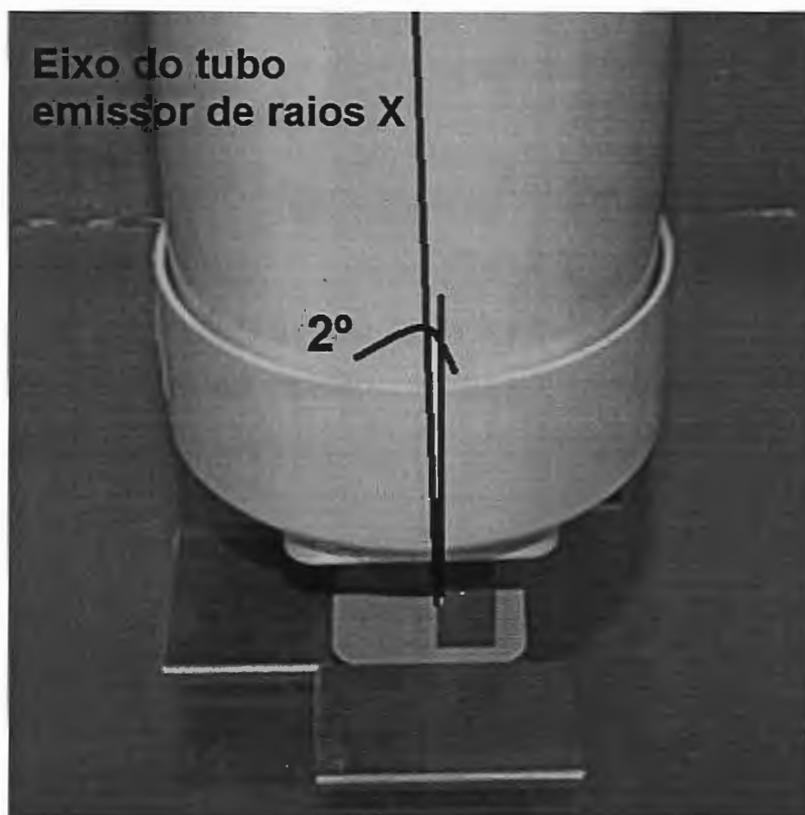


Figura 34: Inclinação do equipamento emissor de raios X para garantir a incidência dos raios em toda a aresta da barra de aço.

Para que todas as imagens fossem geradas com a mesma configuração de montagem, tendo alteração apenas no tempo de exposição aos raios X, foi elaborada uma montagem que permitiu que tanto o equipamento gerador de raios X quanto a placa de fósforo e a barra de aço ficassem sempre na mesma posição. Para isto, o equipamento gerador de raios X foi fixado verticalmente a uma distância aleatória de 26 mm entre a extremidade de seu tubo emissor e a placa de fósforo, e esta distância permaneceu constante para todos os disparos deste procedimento. Para garantir o mesmo posicionamento do conjunto placa de fósforo e barra de aço-retificada, foram coladas umas placas sobre uma base de vidro que serviram de guia para a placa de fósforo, como mostra a Figura 35.

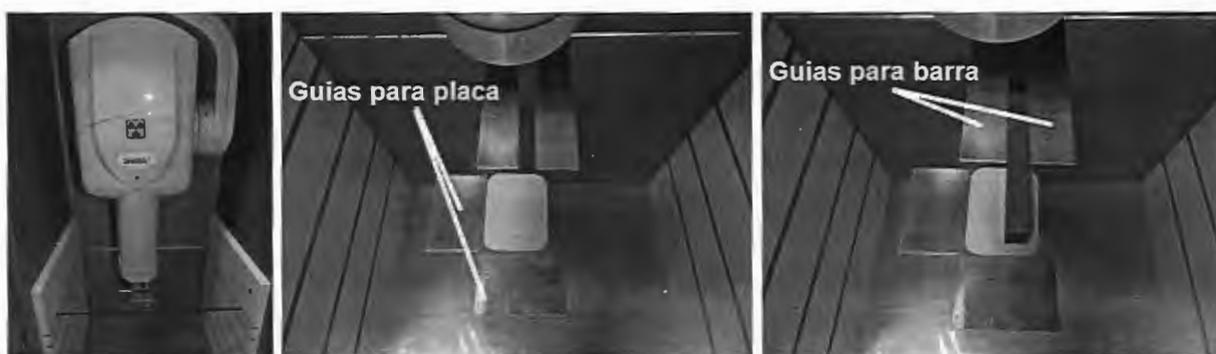


Figura 35: Fixação do equipamento emissor de raios X (à esquerda), posicionamento da placa de fósforo (ao centro) e posicionamento da barra de aço (à direita).

O mesmo cuidado foi tomado para as seleções das regiões do degrau no *software* para cálculo da função de transferência de modulação. Para isso, foi selecionada uma região do degrau para a primeira imagem e as demais imagens foram abertas utilizando-se o recurso “abrir com a mesma região de interesse selecionada” do *software*. Assim, todas as imagens tiveram suas resoluções medidas na mesma região do degrau. E para garantir a medida da resolução espacial, três regiões ao longo do degrau foram selecionadas e tiveram suas resoluções avaliadas, isto permitiu avaliar a uniformidade da medida ao longo do degrau. Cada região selecionada possui 100 x 100 *pixels* e está localizada na parte superior, na parte central e na parte inferior da imagem do degrau.

A Figura 36 mostra o procedimento de seleção das regiões de interesse (ROI – *Region Of Interest*).



Figura 36: Regiões de interesse (ROI) para medição da resolução espacial.

Foram realizados os disparos em 25 (vinte e cinco) placas, explorando assim todos os tempos de exposição disponíveis no equipamento emissor de raios X, que são apresentados na Tabela 4.

| TEMPOS DE EXPOSIÇÃO DISPONÍVEIS (SEGUNDOS) | | | | | | | | | | | | |
|--|------|------|-----|------|------|------|-----|------|------|------|-----|-----|
| 0,06 | 0,07 | 0,08 | 0,1 | 0,12 | 0,14 | 0,16 | 0,2 | 0,25 | 0,28 | 0,32 | 0,4 | 0,5 |
| 0,56 | 0,63 | 0,71 | 0,8 | 1 | 1,25 | 1,4 | 1,6 | 2 | 2,5 | 2,8 | 3,2 | |

Tabela 4: Tempos de exposição disponíveis no equipamento gerador de raios X

As resoluções foram medidas para as imagens salvas com a opção de Dados Originais 8 bits. A Tabela 5 abaixo mostra as resoluções para a FTM 50 para os respectivos tempos de exposição.

| Direta Dados Originais 8 bits | ROI 1 | ROI 2 | ROI 3 | Média |
|--|---------------|--------------|--------------|--------------|
| Tempo de exposição (s) | FTM 50 | | | |
| 3,20 | 3,70 | 3,70 | 3,60 | 3,67 |
| 2,80 | 4,00 | 3,90 | 3,80 | 3,90 |
| 2,50 | 4,10 | 4,10 | 4,10 | 4,10 |
| 2,00 | 4,30 | 4,30 | 4,30 | 4,30 |
| 1,60 | 4,60 | 4,40 | 4,40 | 4,47 |
| 1,40 | 4,60 | 4,40 | 4,50 | 4,50 |
| 1,25 | 4,70 | 4,60 | 4,60 | 4,63 |
| 1,00 | 4,80 | 4,80 | 4,80 | 4,80 |
| 0,80 | 4,80 | 4,80 | 4,80 | 4,80 |
| 0,71 | 4,90 | 4,80 | 4,90 | 4,87 |
| 0,63 | 5,10 | 5,10 | 5,20 | 5,13 |
| 0,56 | 5,10 | 5,10 | 5,20 | 5,13 |
| 0,50 | 4,50 | 4,50 | 4,60 | 4,53 |
| 0,40 | 3,50 | 3,60 | 3,70 | 3,60 |
| 0,32 | 3,00 | 3,00 | 3,00 | 3,00 |
| 0,28 | 3,10 | 3,00 | 3,00 | 3,03 |
| 0,25 | 3,00 | 2,90 | 3,00 | 2,97 |
| 0,20 | 3,00 | 2,90 | 3,00 | 2,97 |
| 0,16 | 2,80 | 2,80 | 3,00 | 2,87 |
| 0,14 | 2,80 | 2,70 | 2,80 | 2,77 |
| 0,12 | 2,80 | 2,80 | 2,70 | 2,77 |
| 0,10 | 3,10 | 3,10 | 2,90 | 3,03 |
| 0,08 | 3,40 | 3,20 | 3,20 | 3,27 |
| 0,07 | 3,80 | 3,70 | 3,40 | 3,63 |
| 0,06 | 4,60 | 4,20 | 4,10 | 4,30 |

Tabela 5: Resolução espacial vs Tempo de exposição para a emissão direta.

Para uma melhor compreensão do efeito da redução do tempo de exposição na resolução da imagem, os dados da tabela acima foram inseridos no Gráfico 1.

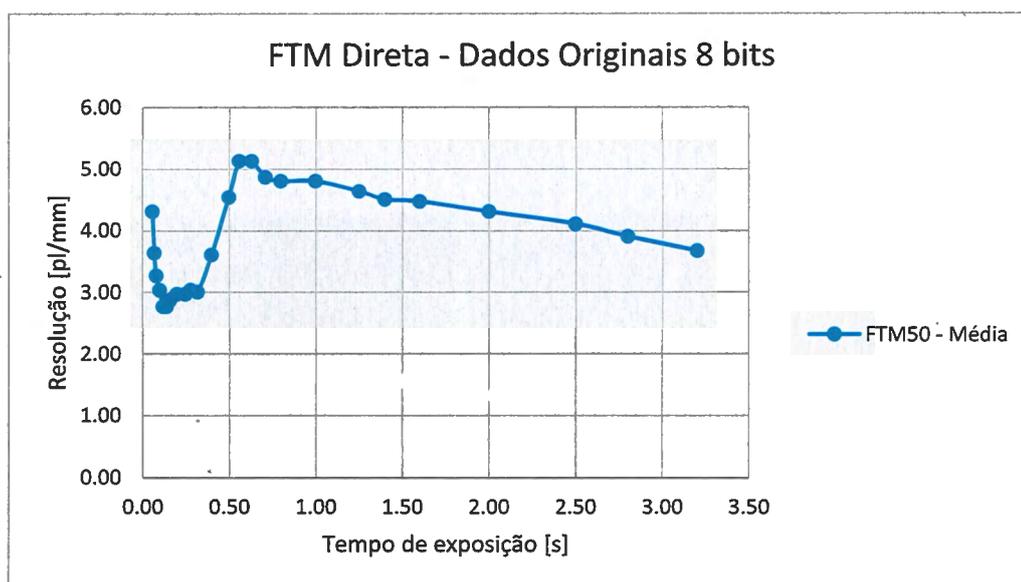


Gráfico 1: Resolução espacial vs Tempo de exposição para a emissão direta.

Esta caracterização revelou que a emissão direta dos raios X sobre a barra retificada e a placa de fósforo fotoestimulável possui a maior resolução, 5,13 p/mm, para os tempo 0,63 s e 0,56 s.

4.2. Tempo de exposição vs Resolução Espacial considerando as perdas nos tecidos moles da face

Para que a avaliação da resolução em relação à redução do tempo de exposição fosse mais fiel à prática realizada nos consultórios, tornou-se necessário a utilização de algum material entre o tubo emissor de raios X e a amostra (barra retificada) juntamente com a placa de fósforo para simular os tecidos moles da face durante a radiografia oral.

O estudo realizado por CALDAS, M. P. et al. (2010) avaliou quatro tipos de materiais com diferentes espessuras comparando o contraste radiográfico com o valor médio obtido em exames de radiografias dos molares inferiores esquerdos de vinte pacientes. Os materiais utilizados foram: Acrílico, madeira, cera utilidade e água, com as espessuras de 4, 8, 12, 15, 20, 24, 28, 32, 36, 40 e 45 mm. Com a exceção da cera utilidade de 4 mm e 8 mm e da água à 8 mm, todos os materiais nas diferentes espessuras podem ser utilizados para simular os tecidos moles da face em estudos de radiologia oral.

Para este trabalho, foi utilizado uma placa de acrílico de 15 mm, que segundo o estudo de CALDAS, M. P. et al. (2010) apresentou contraste de 0,47 (acrílico 15mm), semelhante à média obtida com os vinte pacientes. A Figura 37 mostra o acrílico utilizado.

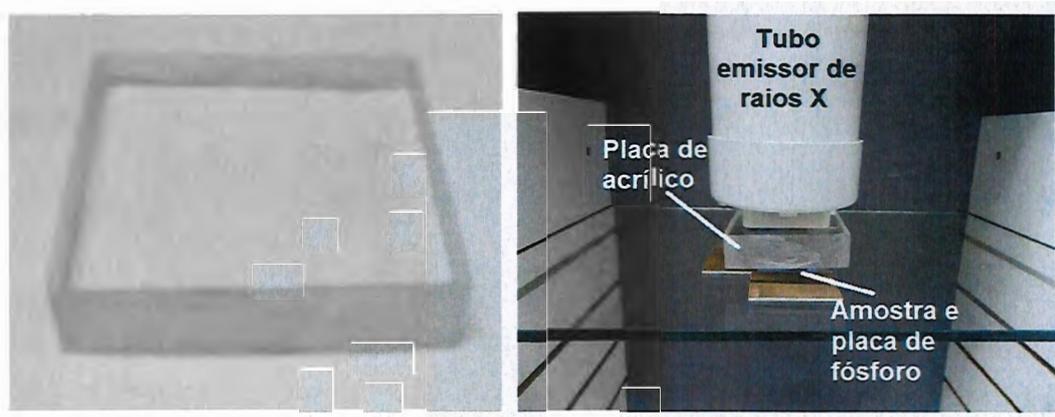


Figura 37: Barra de acrílico utilizada (à esquerda) e seu posicionamento (à direita).

Para este procedimento, foi utilizada a mesma barra de aço retificada como objeto para gerar a imagem degrau, porém o equipamento gerador de raios X foi posicionado com 51 mm de distância entre a extremidade de seu tubo e a placa de fósforo, distância esta que simula a distância prática para exames de radiologia intraoral e permitiu também o espaço necessário para a utilização do acrílico de 15 mm.

Neste procedimento também foram geradas vinte e cinco imagens degrau, com os tempos disponíveis no equipamento gerador de raios X. A Tabela 6, à seguir, mostra os valores da FTM 50 para as mesmas regiões definidas na caracterização inicial para os respectivos tempos de exposição.

| Acrílico Dados Originais 8 bits | ROI 1 | ROI 2 | ROI 3 | Média |
|--|---------------|--------------|--------------|--------------|
| Tempo de exposição (s) | FTM 50 | | | |
| 3,20 | 3,70 | 2,60 | 2,80 | 3,03 |
| 2,80 | 3,90 | 3,10 | 3,10 | 3,37 |
| 2,50 | 3,90 | 3,20 | 3,20 | 3,43 |
| 2,00 | 4,20 | 3,70 | 3,60 | 3,83 |
| 1,60 | 4,50 | 4,10 | 4,00 | 4,20 |
| 1,40 | 4,40 | 4,10 | 4,10 | 4,20 |
| 1,25 | 4,40 | 4,10 | 4,10 | 4,20 |
| 1,00 | 4,30 | 4,10 | 4,10 | 4,17 |
| 0,80 | 3,40 | 3,50 | 3,60 | 3,50 |
| 0,71 | 2,80 | 2,80 | 3,00 | 2,87 |
| 0,63 | 2,80 | 2,70 | 2,60 | 2,70 |
| 0,56 | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 0,50 | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 0,40 | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 0,32 | 2,70 | 2,60 | 2,60 | 2,63 |
| 0,28 | 2,90 | 2,80 | 2,60 | 2,77 |
| 0,25 | 2,60 | 2,70 | 2,80 | 2,70 |
| 0,20 | 2,60 | 2,30 | 2,30 | 2,40 |
| 0,16 | 3,00 | 2,50 | 2,40 | 2,63 |
| 0,14 | 3,10 | 2,60 | 2,50 | 2,73 |
| 0,12 | 3,30 | 2,60 | 2,60 | 2,83 |
| 0,10 | 3,80 | 2,90 | 2,80 | 3,17 |
| 0,08 | 4,90 | 3,60 | 3,40 | 3,97 |
| 0,07 | 7,10 | 5,00 | 4,90 | 5,67 |
| 0,06 | 7,20 | 5,50 | 5,80 | 6,17 |

Tabela 6: Tempo de exposição com acrílico X FTM com simulação dos tecidos moles da face.

Os dados da tabela foram inseridos no Gráfico 2.

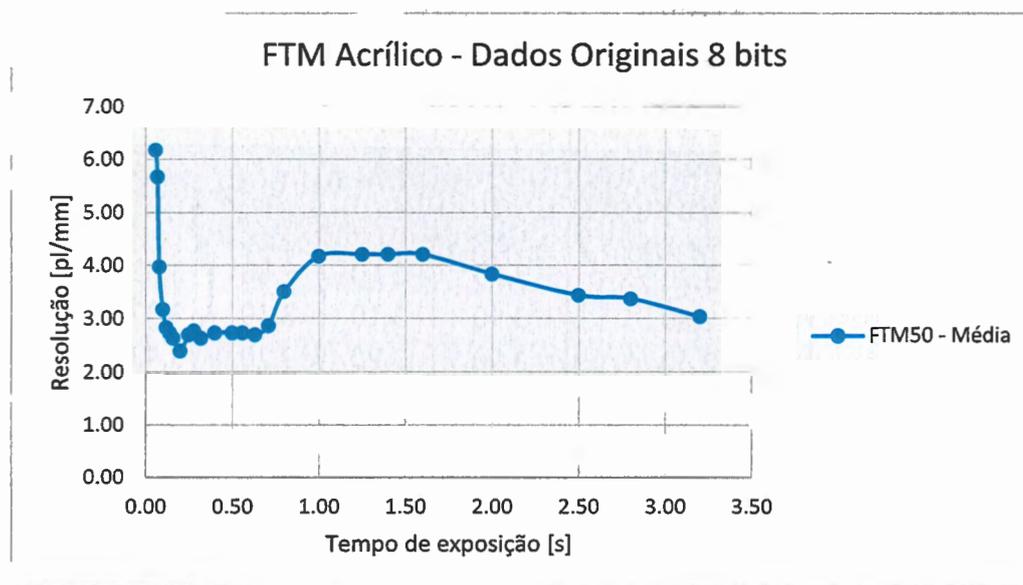


Gráfico 2: Tempo de exposição com acrílico X FTM com simulação dos tecidos moles da face.

A Tabela 7 mostra a resolução espacial tanto para a emissão direta quanto para a emissão como a utilização da placa de acrílico para simular as perdas nos tecidos moles da face e relaciona as duas medidas.

| Tempo de exposição (s) | FTM 50 Direta | FTM 50 Acrílico | Diferença (Acrílico-Direta) | Perda % |
|------------------------|---------------|-----------------|-----------------------------|---------|
| 3,20 | 3,67 | 3,03 | -0,63 | -17,3% |
| 2,80 | 3,90 | 3,37 | -0,53 | -13,7% |
| 2,50 | 4,10 | 3,43 | -0,67 | -16,3% |
| 2,00 | 4,30 | 3,83 | -0,47 | -10,9% |
| 1,60 | 4,47 | 4,20 | -0,27 | -6,0% |
| 1,40 | 4,50 | 4,20 | -0,30 | -6,7% |
| 1,25 | 4,63 | 4,20 | -0,43 | -9,4% |
| 1,00 | 4,80 | 4,17 | -0,63 | -13,2% |
| 0,80 | 4,80 | 3,50 | -1,30 | -27,1% |
| 0,71 | 4,87 | 2,87 | -2,00 | -41,1% |
| 0,63 | 5,13 | 2,70 | -2,43 | -47,4% |
| 0,56 | 5,13 | 2,73 | -2,40 | -46,8% |
| 0,50 | 4,53 | 2,73 | -1,80 | -39,7% |
| 0,40 | 3,60 | 2,73 | -0,87 | -24,1% |
| 0,32 | 3,00 | 2,63 | -0,37 | -12,2% |
| 0,28 | 3,03 | 2,77 | -0,27 | -8,8% |
| 0,25 | 2,97 | 2,70 | -0,27 | -9,0% |
| 0,20 | 2,97 | 2,40 | -0,57 | -19,1% |
| 0,16 | 2,87 | 2,63 | -0,23 | -8,1% |
| 0,14 | 2,77 | 2,73 | -0,03 | -1,2% |
| 0,12 | 2,77 | 2,83 | 0,07 | 2,4% |
| 0,10 | 3,03 | 3,17 | 0,13 | 4,4% |
| 0,08 | 3,27 | 3,97 | 0,70 | 21,4% |
| 0,07 | 3,63 | 5,67 | 2,03 | 56,0% |
| 0,06 | 4,30 | 6,17 | 1,87 | 43,4% |

Tabela 7: Comparação entre exposição direta e exposição com simulação dos tecidos moles da face.

Os dados da tabela foram plotados no Gráfico 3 representando a perda percentual da FTM 50 para cada tempo de exposição.

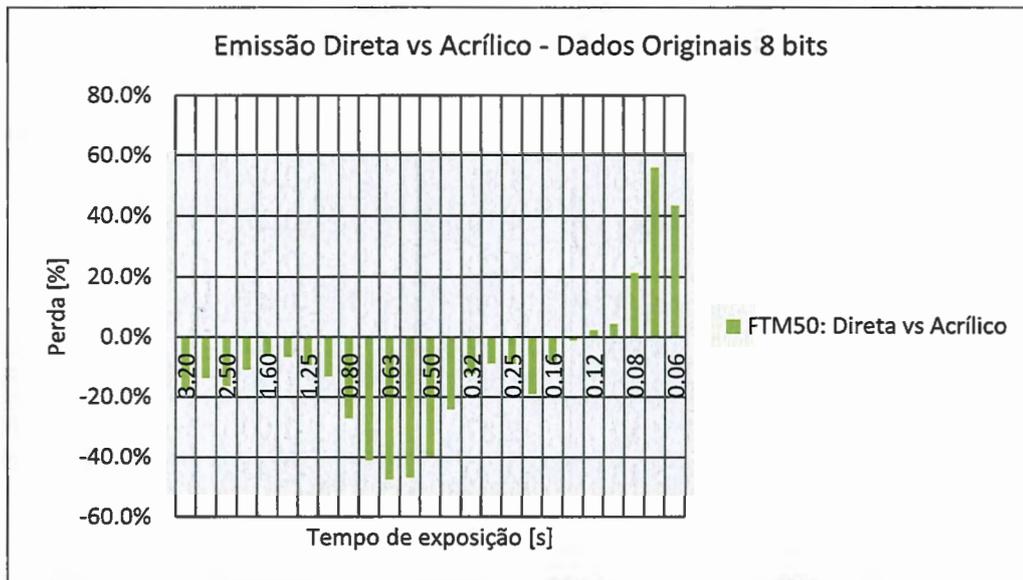


Gráfico 3: Comparação entre exposição direta e exposição com simulação dos tecidos moles da face.

4.3. Tempo de exposição vs Resolução Espacial adicionando uma camada de chumbo na barra retificada

Com os resultados das caracterizações anteriores, suspeitou-se que a barra de aço rápido retificada poderia não estar bloqueando por completo os raios X e por isso a avaliação da resolução poderia estar sendo comprometida, já que se esta suspeita fosse verdade, quanto mais raios ultrapassassem a barra retificada, menos definido ficaria o degrau e consequentemente menor seria a resolução.

Para investigar esta suspeita, foi adicionada uma camada de chumbo de dois milímetros de espessura na base da barra de aço, essa manta foi fresada para manter a aresta bem definida. A Figura 38 mostra a barra com a adição da manta de chumbo.

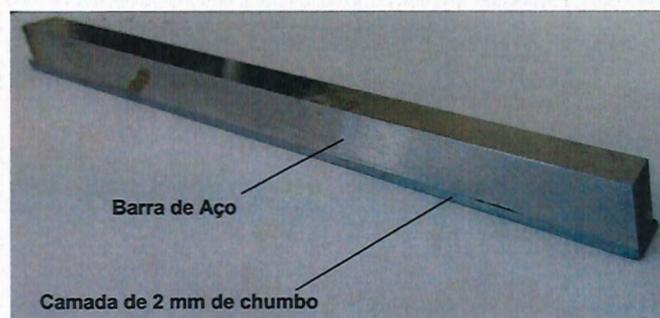


Figura 38: Barra de aço com adição de camada de 2 mm de chumbo em sua base.

Com esta barra, foram realizados os mesmos procedimentos da caracterização com a placa de acrílico, descrita no item anterior, e obtiveram-se os seguintes dados:

| Acrílico - Chumbo Dados Originais 8 bits | ROI 1 | ROI 2 | ROI 3 | Média |
|---|---------------|--------------|--------------|--------------|
| Tempo de exposição (s) | FTM 50 | | | |
| 3,20 | 4,10 | 3,60 | 3,10 | 3,60 |
| 2,80 | 4,20 | 4,10 | 3,60 | 3,97 |
| 2,50 | 4,20 | 3,80 | 3,50 | 3,83 |
| 2,00 | 4,40 | 3,90 | 3,70 | 4,00 |
| 1,60 | 4,50 | 4,20 | 3,90 | 4,20 |
| 1,40 | 4,40 | 4,20 | 4,10 | 4,23 |
| 1,25 | 4,50 | 4,30 | 4,20 | 4,33 |
| 1,00 | 4,20 | 4,20 | 4,10 | 4,17 |
| 0,80 | 3,70 | 3,60 | 3,70 | 3,67 |
| 0,71 | 2,80 | 2,90 | 2,90 | 2,87 |
| 0,63 | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 0,56 | 2,80 | 2,80 | 2,70 | 2,77 |
| 0,50 | 2,80 | 2,80 | 2,70 | 2,77 |
| 0,40 | 2,80 | 2,60 | 2,70 | 2,70 |
| 0,32 | 2,70 | 2,70 | 2,80 | 2,73 |
| 0,28 | 2,60 | 2,50 | 2,60 | 2,57 |
| 0,25 | 2,70 | 2,50 | 2,40 | 2,53 |
| 0,20 | 3,00 | 2,60 | 2,50 | 2,70 |
| 0,16 | 3,20 | 2,90 | 2,60 | 2,90 |
| 0,14 | 3,70 | 3,20 | 2,50 | 3,13 |
| 0,12 | 4,10 | 3,40 | 3,00 | 3,50 |
| 0,10 | 4,50 | 3,70 | 3,10 | 3,77 |
| 0,08 | 5,30 | 4,90 | 4,00 | 4,73 |
| 0,07 | 6,10 | 6,90 | 5,30 | 6,10 |
| 0,06 | 16,70 | 8,10 | 7,10 | 10,63 |

Tabela 8: Tempo de exposição com acrílico X FTM com adição de chumbo na barra de aço.

Os dados obtidos foram lançados no Gráfico 4.

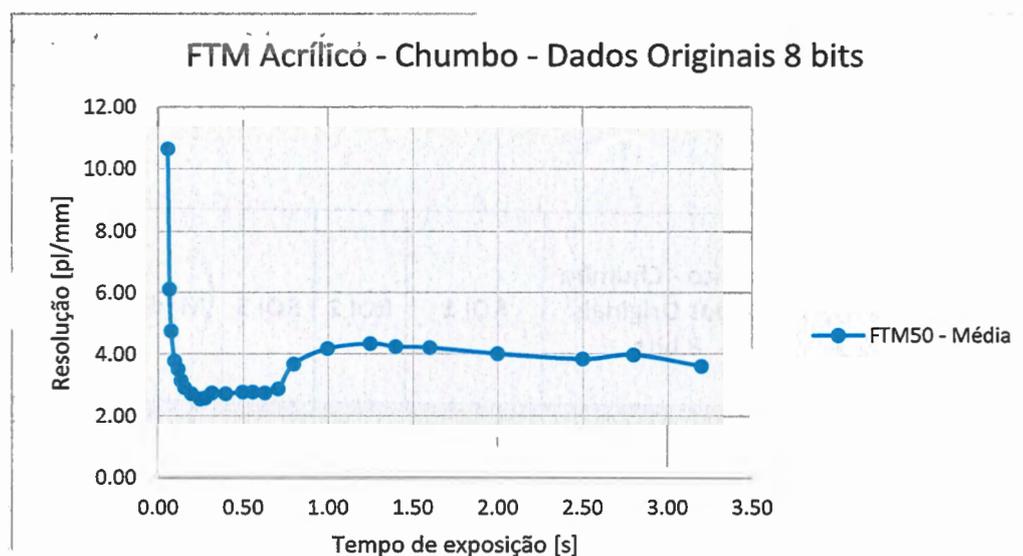


Gráfico 4: Tempo de exposição com acrílico X FTM com adição de chumbo na barra de aço.

Com a adição de chumbo na barra retificada, houve um ganho significativo na resolução para os tempos muito curtos e para os tempos mais longos, confirmando a suspeita de que a barra poderia estar deixando passar um pouco da radiação. A Tabela 9 mostra os valores da FTM50 encontrados após a adição da camada de chumbo na barra de aço.

| Tempo de exposição (s) | FTM 50 Acrílico | FTM 50 Acrílico+Chumbo | Diferença (Acrílico - Acrílico+Chumbo) | Ganho % |
|------------------------|-----------------|------------------------|--|---------|
| 3,20 | 3,03 | 3,60 | 0,57 | 19% |
| 2,80 | 3,37 | 3,97 | 0,60 | 18% |
| 2,50 | 3,43 | 3,83 | 0,40 | 12% |
| 2,00 | 3,83 | 4,00 | 0,17 | 4% |
| 1,60 | 4,20 | 4,20 | 0,00 | 0% |
| 1,40 | 4,20 | 4,23 | 0,03 | 1% |
| 1,25 | 4,20 | 4,33 | 0,13 | 3% |
| 1,00 | 4,17 | 4,17 | 0,00 | 0% |
| 0,80 | 3,50 | 3,67 | 0,17 | 5% |
| 0,71 | 2,87 | 2,87 | 0,00 | 0% |
| 0,63 | 2,70 | 2,73 | 0,03 | 1% |
| 0,56 | 2,73 | 2,77 | 0,03 | 1% |
| 0,50 | 2,73 | 2,77 | 0,03 | 1% |
| 0,40 | 2,73 | 2,70 | -0,03 | -1% |
| 0,32 | 2,63 | 2,73 | 0,10 | 4% |
| 0,28 | 2,77 | 2,57 | -0,20 | -7% |
| 0,25 | 2,70 | 2,53 | -0,17 | -6% |
| 0,20 | 2,40 | 2,70 | 0,30 | 13% |
| 0,16 | 2,63 | 2,90 | 0,27 | 10% |
| 0,14 | 2,73 | 3,13 | 0,40 | 15% |
| 0,12 | 2,83 | 3,50 | 0,67 | 24% |
| 0,10 | 3,17 | 3,77 | 0,60 | 19% |
| 0,08 | 3,97 | 4,73 | 0,77 | 19% |
| 0,07 | 5,67 | 6,10 | 0,43 | 8% |
| 0,06 | 6,17 | 10,63 | 4,47 | 72% |

Tabela 9: Ganhos na FTM 50 com a adição da camada de chumbo na barra de aço.

O Gráfico 5 mostra o ganho percentual obtido com a adição da camada de chumbo na barra de aço.

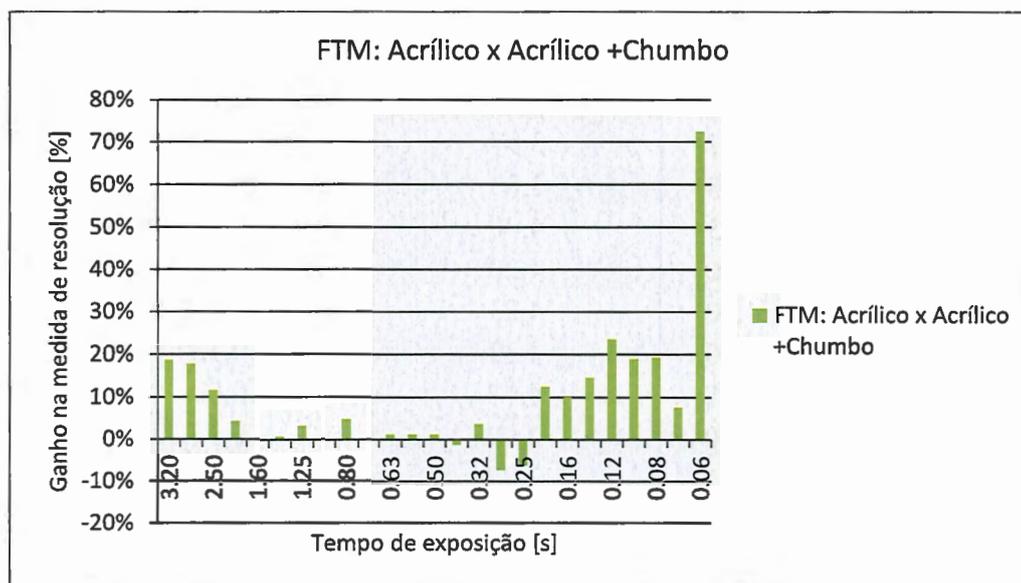


Gráfico 5: Ganhos na FTM 50 com a adição da camada de chumbo na barra de aço.

4.4. Tempo de exposição fixo vs Resolução Espacial para verificação da repetibilidade do sistema

Para verificar se o sistema composto pelo equipamento emissor de raios X e o *scanner* digital é estável, ou seja, não variam suas características principais (que influenciam diretamente na resolução das imagens) quando são geradas várias imagens sequencialmente, foram geradas vinte e cinco imagens com o tempo de exposição fixo em 0,50 s. Foi utilizado como objeto radiografado a mesma barra de aço rápido retificada com a camada de chumbo de 2 mm em sua base utilizada na caracterização anterior e também utilizou o acrílico de 15 mm de espessura entre a barra de aço e o tubo emissor de raios X. Os dados obtidos encontram-se na Tabela 10.

| Repetibilidade do sistema Dados Originais 8 bits | | ROI 1 | ROI 2 | ROI 3 | Média |
|--|------------------------|--------|-------|-------|-------|
| Medida | Tempo de exposição (s) | FTM 50 | | | |
| 1 | 0,50 | 2,90 | 2,70 | 2,70 | 2,77 |
| 2 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 3 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 4 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 5 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 6 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 7 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 8 | | 2,90 | 2,80 | 2,80 | 2,83 |
| 9 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 10 | | 2,90 | 2,70 | 2,70 | 2,77 |
| 11 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 12 | | 2,80 | 2,80 | 2,80 | 2,80 |
| 13 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 14 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 15 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 16 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 17 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 18 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 19 | | 2,80 | 2,80 | 2,80 | 2,80 |
| 20 | | 2,90 | 2,80 | 2,70 | 2,80 |
| 21 | | 2,90 | 2,70 | 2,70 | 2,77 |
| 22 | | 2,90 | 2,70 | 2,70 | 2,77 |
| 23 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 |
| 24 | | 2,80 | 2,80 | 2,70 | 2,77 |
| 25 | | 2,80 | 2,80 | 2,70 | 2,77 |

Tabela 10: Resolução espacial para o tempo de exposição fixo.

Com os resultados obtidos, concluiu-se que tanto o equipamento emissor de raios X, quanto o scanner digital e o método de cálculo da FTM provocam uma variação entre 2,73 e 2,80 pl/mm para a FTM50 para o tempo de exposição de 0,50 s.

4.5. Definição do critério de uniformidade da resolução espacial

Esta caracterização foi realizada para obter o intervalo de tempo de exposição para que a resolução da imagem fosse uniforme ao longo de todo o degrau. Isto porque, foi suspeitado nas caracterizações anteriores que era possível que com um tempo de exposição muito curto ou muito longo, a incidência dos raios X poderiam não ser completamente uniforme na imagem, provocando assim a variação da resolução ao longo da imagem do degrau.

Se há variação de resolução ao longo da imagem, significa que isso poderia causar até um diagnóstico errado, pois a imagem estaria sendo mal interpretada em alguma região.

Foi calculado o desvio padrão da medida de resolução entre as três regiões (ROI 1, ROI 2 e ROI 3) da caracterização que verifica a repetibilidade do sistema. Este desvio padrão foi considerado como o desvio padrão de referência, ou seja, qualquer tempo de exposição que apresentar um desvio padrão nas medidas de resolução que for superior ao máximo desvio padrão encontrado na caracterização da repetibilidade do sistema foi considerada uma medida sem uniformidade. Sendo então descartado esse tempo de exposição.

O desvio padrão (DP) é calculado da seguinte maneira:

$$DP = \sqrt{S^2} \quad (7)$$

$$S^2 = \sum \frac{(X_i - X_{med})^2}{n - 1} \quad (8)$$

Onde:

S^2 = Variância.

X_i = Valor instantâneo.

X_{med} = Média aritmética.

n = Quantidade de valores.

A Tabela 11 mostra o cálculo do desvio padrão (DP) para as medidas da caracterização da repetibilidade do sistema.

| Repetibilidade do sistema Dados Originais 8 bits | | ROI 1 | ROI 2 | ROI 3 | | | | |
|--|------------------------|--------|-------|-------|-------|----------------|------|------|
| Medida | Tempo de exposição (s) | MTF 50 | | | Média | S ² | DP | DP % |
| 1 | 0,5 | 2,90 | 2,70 | 2,70 | 2,77 | 0,01 | 0,12 | 4,2% |
| 2 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 3 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 4 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 5 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 6 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 7 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 8 | | 2,90 | 2,80 | 2,80 | 2,83 | 0,00 | 0,06 | 2,0% |
| 9 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 10 | | 2,90 | 2,70 | 2,70 | 2,77 | 0,01 | 0,12 | 4,2% |
| 11 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 12 | | 2,80 | 2,80 | 2,80 | 2,80 | 0,00 | 0,00 | 0,0% |
| 13 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 14 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 15 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 16 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 17 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 18 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 19 | | 2,80 | 2,80 | 2,80 | 2,80 | 0,00 | 0,00 | 0,0% |
| 20 | | 2,90 | 2,80 | 2,70 | 2,80 | 0,01 | 0,10 | 3,6% |
| 21 | | 2,90 | 2,70 | 2,70 | 2,77 | 0,01 | 0,12 | 4,2% |
| 22 | | 2,90 | 2,70 | 2,70 | 2,77 | 0,01 | 0,12 | 4,2% |
| 23 | | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 24 | | 2,80 | 2,80 | 2,70 | 2,77 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 25 | | 2,80 | 2,80 | 2,70 | 2,77 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |

Tabela 11: Desvio Padrão entre as medidas de resolução espacial ao longo da imagem do degrau para o tempo de exposição fixo em 0,50 s.

O desvio padrão máximo encontrado foi de 0,12, sendo 4,2% do valor médio da respectiva FTM50 para o tempo de 0,50 s. Portanto, o conjunto de medidas de resolução que tiver desvio padrão menor ou igual a 4,2% será considerado uniforme.

4.6. Definição do intervalo de tempo de exposição que garante a uniformidade da resolução

Para concluir a avaliação da resolução espacial através do cálculo da Função de Transferência de Modulação, foram medidas as resoluções para as imagens da caracterização mais completa, ou seja, utilizando a barra de aço com a adição da camada de chumbo de 2 mm em sua base e o uso do acrílico para simular os tecidos moles da face. Também realizou os cálculos para todas as formas de armazenar a imagem, sendo:

- Dados Originais 8 bits; e

| Acrílico - Chumbo Dados Originais 8 bits | ROI | ROI | ROI | Média | S ² | DP | DP% |
|---|--------|------|------|-------|----------------|------|-------|
| | 1 | 2 | 3 | | | | |
| Tempo de exposição (s) | MTF 50 | | | | | | |
| 3,20 | 4,10 | 3,60 | 3,10 | 3,60 | 0,25 | 0,50 | 13,9% |
| 2,80 | 4,20 | 4,10 | 3,60 | 3,97 | 0,10 | 0,32 | 8,1% |
| 2,50 | 4,20 | 3,80 | 3,50 | 3,83 | 0,12 | 0,35 | 9,2% |
| 2,00 | 4,40 | 3,90 | 3,70 | 4,00 | 0,13 | 0,36 | 9,0% |
| 1,60 | 4,50 | 4,20 | 3,90 | 4,20 | 0,09 | 0,30 | 7,1% |
| 1,40 | 4,40 | 4,20 | 4,10 | 4,23 | 0,02 | 0,15 | 3,6% |
| 1,25 | 4,50 | 4,30 | 4,20 | 4,33 | 0,02 | 0,15 | 3,5% |
| 1,00 | 4,20 | 4,20 | 4,10 | 4,17 | 0,00 | 0,06 | 1,4% |
| 0,80 | 3,70 | 3,60 | 3,70 | 3,67 | 0,00 | 0,06 | 1,6% |
| 0,71 | 2,80 | 2,90 | 2,90 | 2,87 | 0,00 | 0,06 | 2,0% |
| 0,63 | 2,80 | 2,70 | 2,70 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 0,56 | 2,80 | 2,80 | 2,70 | 2,77 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 0,50 | 2,80 | 2,80 | 2,70 | 2,77 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 0,40 | 2,80 | 2,60 | 2,70 | 2,70 | 0,01 | 0,10 | 3,7% |
| 0,32 | 2,70 | 2,70 | 2,80 | 2,73 | 0,00 | 0,06 | 2,1% |
| 0,28 | 2,60 | 2,50 | 2,60 | 2,57 | 0,00 | 0,06 | 2,2% |
| 0,25 | 2,70 | 2,50 | 2,40 | 2,53 | 0,02 | 0,15 | 6,0% |
| 0,20 | 3,00 | 2,60 | 2,50 | 2,70 | 0,07 | 0,26 | 9,8% |
| 0,16 | 3,20 | 2,90 | 2,60 | 2,90 | 0,09 | 0,30 | 10,3% |
| 0,14 | 3,70 | 3,20 | 2,50 | 3,13 | 0,36 | 0,60 | 19,2% |
| 0,12 | 4,10 | 3,40 | 3,00 | 3,50 | 0,31 | 0,56 | 15,9% |
| 0,10 | 4,50 | 3,70 | 3,10 | 3,77 | 0,49 | 0,70 | 18,6% |
| 0,08 | 5,30 | 4,90 | 4,00 | 4,73 | 0,44 | 0,67 | 14,1% |
| 0,07 | 6,10 | 6,90 | 5,30 | 6,10 | 0,64 | 0,80 | 13,1% |
| 0,06 | 16,70 | 8,10 | 7,10 | 10,63 | 27,85 | 5,28 | 49,6% |

Tabela 12: Desvio Padrão entre as medidas de resolução espacial ao longo da imagem do degrau variando o tempo de exposição para as imagens salvas em Dados Originais 8 bits.

- Estado Atual 8 bits;

| Acrílico - Chumbo Estado Atual 8 bits | ROI 1 | ROI 2 | ROI 3 | | | | |
|---|--------|-------|-------|-------|----------------|------|-------|
| | MTF 50 | | | Média | S ² | DP | DP % |
| 3,20 | 5,50 | 4,80 | 4,20 | 4,83 | 0,42 | 0,65 | 13,5% |
| 2,80 | 6,00 | 5,80 | 4,90 | 5,57 | 0,34 | 0,59 | 10,5% |
| 2,50 | 6,10 | 5,50 | 4,70 | 5,43 | 0,49 | 0,70 | 12,9% |
| 2,00 | 6,50 | 5,60 | 5,30 | 5,80 | 0,39 | 0,62 | 10,8% |
| 1,60 | 7,10 | 6,40 | 5,60 | 6,37 | 0,56 | 0,75 | 11,8% |
| 1,40 | 7,20 | 6,70 | 6,20 | 6,70 | 0,25 | 0,50 | 7,5% |
| 1,25 | 7,20 | 6,90 | 6,50 | 6,87 | 0,12 | 0,35 | 5,1% |
| 1,00 | 7,10 | 7,00 | 6,60 | 6,90 | 0,07 | 0,26 | 3,8% |
| 0,80 | 6,50 | 6,40 | 6,50 | 6,47 | 0,00 | 0,06 | 0,9% |
| 0,71 | 5,90 | 6,00 | 5,90 | 5,93 | 0,00 | 0,06 | 1,0% |
| 0,63 | 6,00 | 5,90 | 5,90 | 5,93 | 0,00 | 0,06 | 1,0% |
| 0,56 | 6,00 | 5,90 | 5,80 | 5,90 | 0,01 | 0,10 | 1,7% |
| 0,50 | 5,80 | 5,80 | 5,80 | 5,80 | 0,00 | 0,00 | 0,0% |
| 0,40 | 5,90 | 5,80 | 5,90 | 5,87 | 0,00 | 0,06 | 1,0% |
| 0,32 | 5,80 | 5,70 | 5,80 | 5,77 | 0,00 | 0,06 | 1,0% |
| 0,28 | 5,80 | 5,80 | 5,70 | 5,77 | 0,00 | 0,06 | 1,0% |
| 0,25 | 5,80 | 5,80 | 5,70 | 5,77 | 0,00 | 0,06 | 1,0% |
| 0,20 | 5,70 | 5,70 | 5,60 | 5,67 | 0,00 | 0,06 | 1,0% |
| 0,16 | 6,00 | 5,70 | 5,60 | 5,77 | 0,04 | 0,21 | 3,6% |
| 0,14 | 6,70 | 6,10 | 5,50 | 6,10 | 0,36 | 0,60 | 9,8% |
| 0,12 | 7,30 | 6,20 | 5,70 | 6,40 | 0,67 | 0,82 | 12,8% |
| 0,10 | 8,40 | 6,80 | 5,90 | 7,03 | 1,60 | 1,27 | 18,0% |
| 0,08 | 8,20 | 8,20 | 6,10 | 7,50 | 1,47 | 1,21 | 16,2% |
| 0,07 | 10,10 | 9,50 | 9,30 | 9,63 | 0,17 | 0,42 | 4,3% |
| 0,06 | 15,90 | 9,80 | 10,30 | 12,00 | 11,47 | 3,39 | 28,2% |

Tabela 13: Desvio Padrão entre as medidas de resolução espacial ao longo da imagem do degrau variando o tempo de exposição para as imagens salvas em Estado Atual 8 bits.

Os intervalos de tempo de exposição que garantem a uniformidade na resolução espacial são:

- Dados Originais 8 bits: 0,28 s a 1,40 s.
- Estado Atual 8 bits: 0,16 s a 1,00 s.

As avaliações da resolução espacial através da medida da função de transferência de modulação (FTM 50) se resumem na tabela abaixo, onde a maior resolução para as imagens salvas em Dados Originais é de 4,33 pl/mm para o tempo de 1,25 s e para as imagens salvas em Estado Atual a maior resolução é de 6,90 pl/mm para o tempo de 1,00 s. Enquanto que o menor tempo de exposição aceitável, que não prejudique a questão da uniformidade das medidas, é de 0,28 s para as imagens salvas em Dados Originais, resultando em uma resolução de 2,57 pl/mm e para as imagens salvas em Estado Atual o menor tempo é de 0,16 s, resultando na resolução de 5,77 pl/mm. A Tabela 14 abaixo mostra o intervalo de tempo de exposição onde é garantida a uniformidade da medida de resolução para as diferentes formas de salvar a imagem. Os valores sublinhados não atendem o requisito de uniformidade.

| Tempo de exposição (s) | FTM 50 | |
|------------------------|---------------------------|------------------------|
| | Dados Originais 8 bits | Estado Atual 8 bits |
| 1,40 | 4,23 | <u>6,70</u> |
| 1,25 | 4,33 | <u>6,87</u> |
| 1,00 | 4,17 | 6,90 |
| 0,80 | 3,67 | 6,47 |
| 0,71 | 2,87 | 5,93 |
| 0,63 | <u>2,73</u> | 5,93 |
| 0,56 | 2,77 | 5,90 |
| 0,50 | 2,77 | 5,80 |
| 0,40 | 2,70 | 5,87 |
| 0,32 | <u>2,73</u> | <u>5,77</u> |
| 0,28 | 2,57 | 5,77 |
| 0,25 | <u>2,53</u> | 5,77 |
| 0,20 | <u>2,70</u> | 5,67 |
| 0,16 | <u>2,90</u> | 5,77 |

Tabela 14: Intervalo de tempo de exposição com FTM 50 uniforme ao longo da imagem do degrau.

Capítulo 5

5. Avaliação da Razão Sinal-Ruído

Para a caracterização do ruído e mais precisamente da razão sinal-ruído, foi utilizado o *software* Image J, que é um *software* de código aberto de análise e processamento de imagens. Com ele é possível obter o Desvio Padrão (DP) e a média dos valores dos pixels de uma região selecionada. Assim, a razão sinal-ruído (RSR) é facilmente calculada. Ele mostra também o histograma da região selecionada.

A região de interesse não deve ser muito grande para evitar que seja selecionada uma área com algum defeito na imagem, que pode ser causado por riscos ou sujeiras na placa de fósforo fotoestimulável, por exemplo; e não deve ser muito pequena para não induzir a um erro de medida causado por uma amostragem pobre.

Para a caracterização da razão sinal-ruído, três regiões de interesse (Region Of Interest – ROI) foram definidas, sendo a ROI 1 na região superior, a ROI 2 na região central e a ROI 3 na região inferior da imagem. Essas regiões possuem 51 x 51 pixel cada, dando uma contagem de 2601 pixels. Foi calculada a média aritmética dos valores encontrados em cada uma das três regiões.

As coordenadas que definem o ponto superior esquerdo de cada ROI são:

ROI 1: P1 (450;300);

ROI 2: P1 (450;600); e

ROI 3: P1 (450;1050).

A Figura 39 mostra as regiões selecionadas com os valores de média, Desvio Padrão e o respectivo histograma.

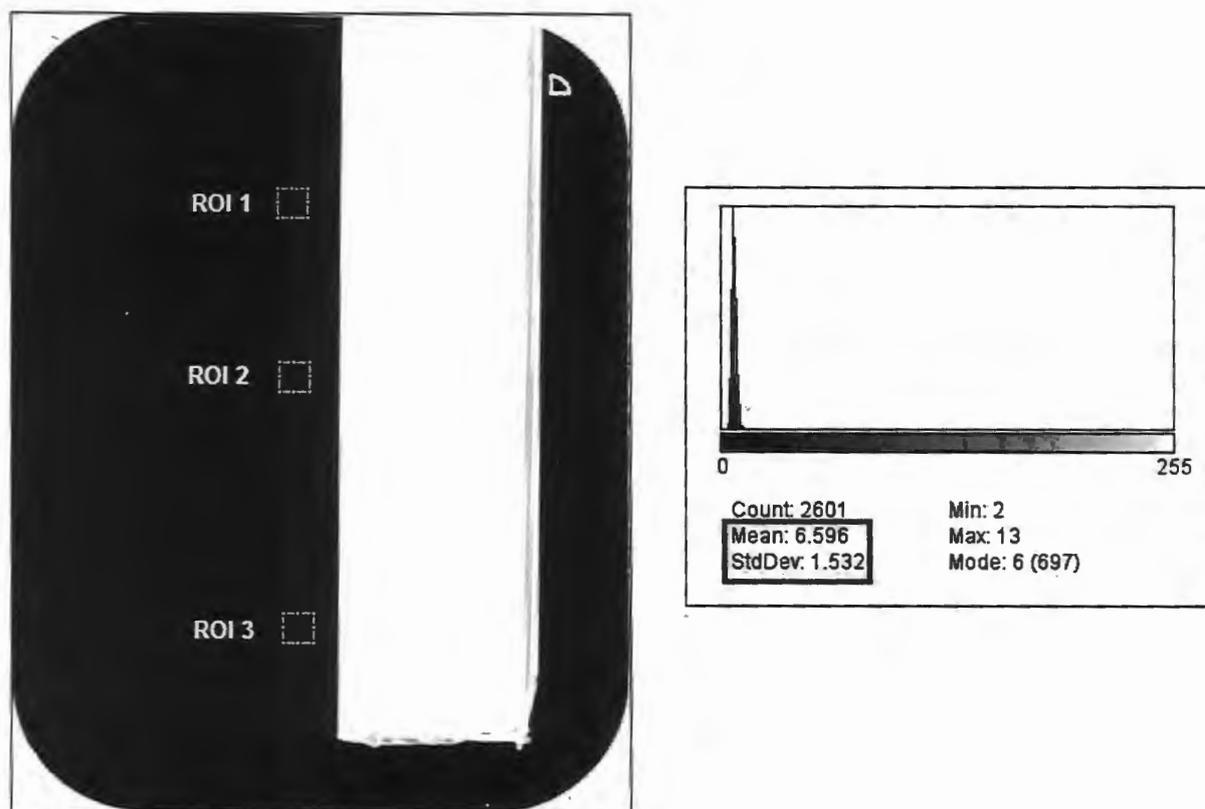


Figura 39: Regiões de interesse selecionadas (ROI 1, ROI 2 e ROI 3), média, Desvio Padrão e histograma.

As imagens originais representam a máxima radiação com a cor preta e no ImageJ a cor preta é representada com o valor 0 (zero). Portanto, quanto mais radiação a placa de fósforo fotoestimulável receber, mais escura ela ficará na imagem digital e será representada com valores cada vez mais baixos em tons de cinza, o que pode causar confusão no cálculo da RSR.

Para a correta interpretação da RSR, o ideal é o valor aumentar proporcionalmente à radiação recebida, ou seja, quanto mais radiação a placa receber, maior será o valor em tons de cinza e para isso mais para o branco a imagem deverá estar, pois o branco é representado pelo valor máximo (255). Para isso, as imagens tiveram suas cores invertidas, sendo possível observar que a média aumenta com o tempo de exposição.

A Tabela 15 mostra o desvio padrão, a média e a razão sinal-ruído para as imagens salvas em Dados Originais de 8 bits. Para os tempos superiores a 0,63 s, o sinal saturou (255).

| Acrílico+Chumbo Dados Originais 8 bits INVERTIDA | ROI 1 | | | ROI 2 | | | ROI 3 | | | Média |
|---|---------------------------|---------|---------|-------|---------|---------|-------|---------|---------|---------|
| | Tempo de exposição (s) | DP | Média | RSR | DP | Média | RSR | DP | Média | RSR |
| 0,63 | 2,310 | 225,232 | 97,503 | 2,400 | 228,912 | 95,380 | 2,330 | 234,434 | 100,615 | 97,833 |
| 0,56 | 1,999 | 208,160 | 104,132 | 2,248 | 210,590 | 93,679 | 2,045 | 215,129 | 105,198 | 101,003 |
| 0,50 | 2,074 | 189,400 | 91,321 | 1,958 | 191,881 | 97,998 | 1,999 | 196,314 | 98,206 | 95,842 |
| 0,40 | 1,557 | 149,200 | 95,825 | 1,740 | 151,474 | 87,054 | 1,789 | 155,047 | 86,667 | 89,849 |
| 0,32 | 1,419 | 119,780 | 84,412 | 1,367 | 121,389 | 88,800 | 1,544 | 123,824 | 80,197 | 84,469 |
| 0,28 | 1,221 | 111,796 | 91,561 | 1,090 | 112,868 | 103,549 | 1,203 | 114,733 | 95,372 | 96,827 |
| 0,25 | 1,202 | 94,630 | 78,727 | 1,183 | 96,295 | 81,399 | 1,008 | 99,308 | 98,520 | 86,215 |
| 0,20 | 1,022 | 77,103 | 75,443 | 1,024 | 78,847 | 76,999 | 1,048 | 81,592 | 77,855 | 76,766 |
| 0,16 | 0,882 | 59,772 | 67,769 | 0,737 | 61,723 | 83,749 | 0,917 | 62,144 | 67,769 | 73,096 |
| 0,14 | 0,772 | 54,154 | 70,148 | 0,723 | 54,975 | 76,037 | 0,847 | 56,504 | 66,711 | 70,965 |
| 0,12 | 0,802 | 48,444 | 60,404 | 0,789 | 48,890 | 61,965 | 0,843 | 50,239 | 59,595 | 60,655 |
| 0,10 | 0,770 | 43,587 | 56,606 | 0,687 | 44,029 | 64,089 | 0,752 | 45,388 | 60,356 | 60,351 |
| 0,08 | 0,693 | 33,874 | 48,880 | 0,600 | 34,607 | 57,678 | 0,730 | 35,707 | 48,914 | 51,824 |
| 0,07 | 0,494 | 27,724 | 56,121 | 0,552 | 28,161 | 51,016 | 0,533 | 28,795 | 54,024 | 53,721 |
| 0,06 | 0,574 | 22,647 | 39,455 | 0,517 | 22,977 | 44,443 | 0,558 | 23,563 | 42,228 | 42,042 |

Tabela 15: Razão sinal-ruído para as imagens salvas em Dados Originais de 8 bits.

Os valores da média aritmética das RSR da tabela anterior foram projetados no gráfico abaixo.

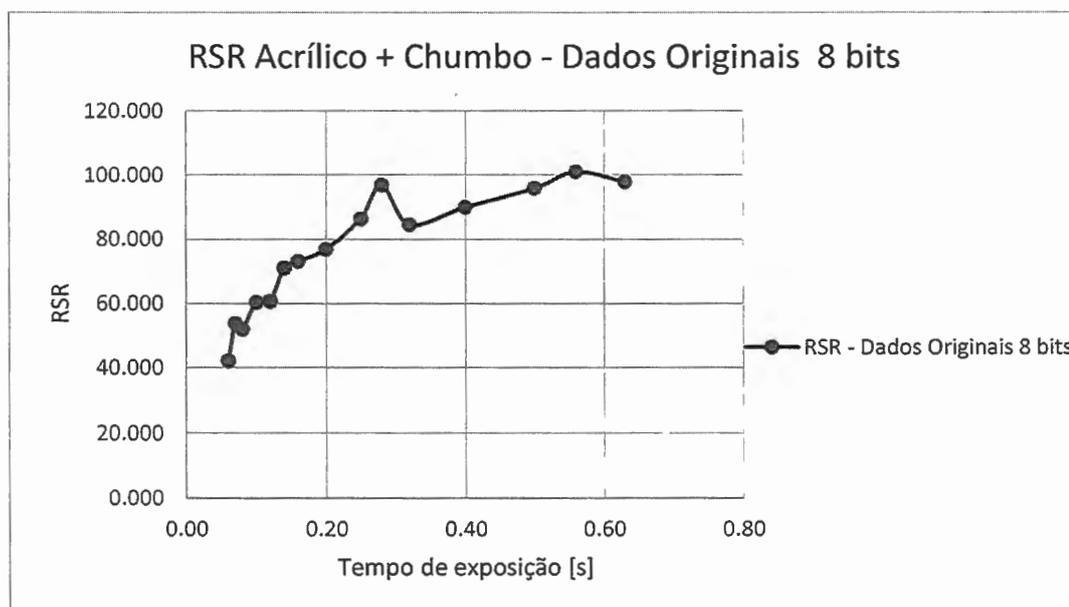


Gráfico 6: Razão sinal-ruído para as imagens salvas em Dados Originais de 8 bits.

A Tabela 16 mostra o desvio padrão, a média e a razão sinal-ruído para as imagens salvas em Estado Atual de 8 bits. Para os tempos superiores a 0,63 s, o sinal saturou (255).

| Acrílico+Chumbo Estado Atual 8 bits INVERTIDA | ROI 1 | | | ROI 2 | | | ROI 3 | | | Média |
|---|-------|---------|---------|-------|---------|---------|-------|---------|---------|---------|
| | DP | Média | RSR | DP | Média | RSR | DP | Média | RSR | RSR |
| 0,63 | 1,330 | 247,121 | 185,805 | 1,257 | 248,201 | 197,455 | 1,255 | 249,968 | 199,178 | 194,146 |
| 0,56 | 1,190 | 247,755 | 208,197 | 1,175 | 248,515 | 211,502 | 1,208 | 250,174 | 207,098 | 208,932 |
| 0,50 | 1,272 | 247,043 | 194,216 | 1,236 | 248,045 | 200,684 | 1,244 | 249,723 | 200,742 | 198,547 |
| 0,40 | 1,433 | 246,964 | 172,341 | 1,437 | 248,075 | 172,634 | 1,381 | 249,816 | 180,895 | 175,290 |
| 0,32 | 1,483 | 246,985 | 166,544 | 1,424 | 248,056 | 174,197 | 1,311 | 246,547 | 188,060 | 176,267 |
| 0,28 | 1,495 | 247,681 | 165,673 | 1,513 | 248,613 | 164,318 | 1,256 | 249,994 | 199,040 | 176,344 |
| 0,25 | 1,640 | 246,493 | 150,301 | 1,411 | 247,957 | 175,731 | 1,283 | 250,366 | 195,141 | 173,724 |
| 0,20 | 1,835 | 245,985 | 134,052 | 1,615 | 247,712 | 153,382 | 1,395 | 250,338 | 179,454 | 155,629 |
| 0,16 | 1,862 | 246,567 | 156,198 | 1,758 | 247,938 | 141,034 | 1,599 | 249,760 | 156,198 | 151,143 |
| 0,14 | 1,809 | 246,945 | 136,509 | 1,675 | 248,529 | 148,376 | 1,632 | 250,365 | 153,410 | 146,098 |
| 0,12 | 1,987 | 246,703 | 124,159 | 1,807 | 247,556 | 136,998 | 1,711 | 249,434 | 145,783 | 135,646 |
| 0,10 | 1,976 | 246,686 | 124,841 | 2,043 | 247,602 | 121,195 | 1,660 | 249,825 | 150,497 | 132,178 |
| 0,08 | 2,100 | 245,500 | 116,905 | 2,100 | 247,300 | 117,762 | 1,900 | 249,000 | 131,053 | 121,906 |
| 0,07 | 2,296 | 245,388 | 106,876 | 2,247 | 246,900 | 109,880 | 2,204 | 248,475 | 112,738 | 109,831 |
| 0,06 | 3,187 | 244,527 | 76,726 | 3,049 | 245,659 | 80,570 | 2,568 | 247,230 | 96,273 | 84,523 |

Tabela 16: Razão sinal-ruído para as imagens salvas em Estado Atual de 8 bits.

Os valores da média aritmética das RSR da tabela anterior foram projetados no gráfico abaixo.

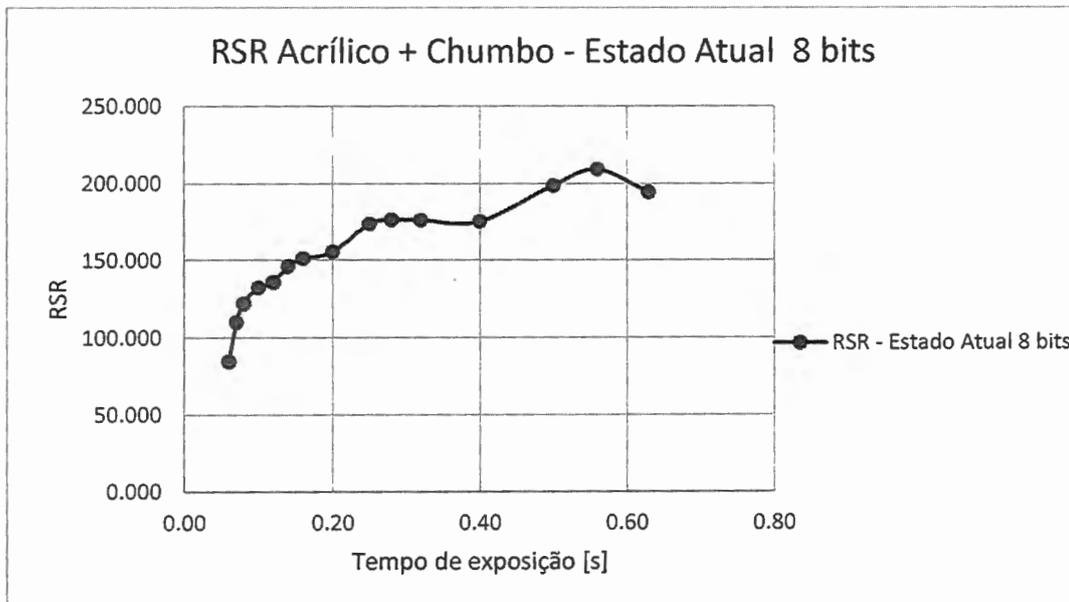


Gráfico 7: Razão sinal-ruído para as imagens salvas em Estado Atual de 8 bits.

Observa-se que a RSR aumenta proporcionalmente ao tempo de exposição.

Para comparar os resultados da caracterização da Resolução Espacial com os resultados da caracterização da razão sinal-ruído em relação à variação do tempo de exposição aos raios X, escolheu-se o período de tempo de exposição que atendesse os seguintes critérios:

Menor tempo que atendesse a uniformidade da Resolução Espacial ao longo da imagem do degrau (0,28s); e

Maior tempo que não saturasse a imagem (0,63).

Tanto os dados obtidos na medida de Resolução Espacial quanto os dados obtidos no cálculo da razão sinal-ruído, foram normalizados em amplitude conforme a equação 9 e plotados nos gráficos seguintes.

$$Y_{norm} = \frac{Y_i - Y_{min}}{Y_{max} - Y_{min}} \quad (9)$$

Onde:

Y_{norm} = Valor normalizado em amplitude.

Y_i = Valor a ser normalizado.

Y_{min} = Valor mínimo da série.

Y_{max} = Valor máximo da série.

A Tabela 17 mostra os dados normalizados para as imagens salvas em Dados Originais de 8 bits.

| Acrílico - Chumbo Dados Originais 8 bits | FTM 50 | | RSR | |
|---|-------------|-------------|---------|-------------|
| | Média | Normalizada | Média | Normalizada |
| Tempo de exposição (s) | | | | |
| 0,63 | 2,73 | 0,55 | 97,833 | 0,886 |
| 0,56 | 2,77 | 0,64 | 101,003 | 1,000 |
| 0,50 | 2,77 | 0,64 | 95,842 | 0,815 |
| 0,40 | 2,70 | 0,46 | 89,849 | 0,600 |
| 0,32 | 2,73 | 0,55 | 84,469 | 0,408 |
| 0,28 | 2,57 | 0,11 | 96,827 | 0,850 |
| 0,25 | <u>2,53</u> | <u>0,00</u> | 86,215 | 0,470 |
| 0,20 | <u>2,70</u> | <u>0,46</u> | 76,766 | 0,132 |
| 0,16 | <u>2,90</u> | <u>1,00</u> | 73,096 | 0,000 |

Tabela 17: FTM 50 e RSR normalizadas para as imagens salvas em Dados Originais de 8 bits.





Capítulo 6

6. Avaliação do Contraste e do Histograma

Para a avaliação de contraste observou-se o histograma das imagens do degrau, do padrão de resolução, do dente bovino e dos dentes humanos.

A imagem do degrau foi obtida com a exposição aos raios X da barra de aço com a adição de 2 mm de chumbo em sua base com a chapa de acrílico de 15 mm sobreposta para simular as perdas nos tecidos moles da face. A análise de seu histograma é importante pois esta é uma imagem com apenas os dois extremos de cores, preto e branco, que são respectivos a área que recebeu toda a radiação e a área que não recebeu nenhum raio X. Nesta imagem, o ideal é um histograma com suas concentrações em seus extremos, o que define uma imagem com alto contraste.

A imagem do padrão de resolução foi obtida também com a chapa de acrílico de 15 mm sobreposta a ele. A análise do histograma e a observação visual da imagem do padrão é importante devido a sua riqueza de detalhes, sendo possível não apenas ver o seu contraste mas também a interferência na resolução da imagem quando esta é saturada.

A imagem do dente bovino é obtida também com a chapa de acrílico sobreposta a ele e é importante a avaliação pois é um dente de grande dimensão, porém com as mesmas características de dente humano quando se trata da interação com os raios X. Gerando então uma imagem com tons de cinza intermediários.

A Figura 40 mostra o posicionamento do dente bovino com o acrílico para a radiografia.



Figura 40: Posicionamento do dente bovino com o acrílico para a obtenção da imagem radiográfica.

A imagem com dentes humanos também foi obtida com a chapa de acrílico simulando os tecidos moles da face e sua avaliação foi importante para provar que os critérios utilizados com os outros materiais são válidos para os dentes humanos que é a caracterização mais próxima de uma aplicação em clínicas odontológicas. Os dentes foram cedidos pelo Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia de Araraquara (ANEXO A).

Os dentes foram fixados a uma massa de modelar para manter o distanciamento entre eles, como mostra a Figura 41. Os dentes utilizados foram um incisivo central, um primeiro pré-molar e um segundo molar com algumas restaurações.



Figura 41: Fixação dos dentes humanos com massa de modelar (à esquerda) e posicionamento dos dentes com o acrílico sobreposto (à direita).

A Figura 42 mostra os histogramas para as radiografias realizadas com tempo de exposição de 0,28 s, que é o menor tempo que a FTM 50 é uniforme em toda a imagem, com imagens salvas em Dados Originais de 8 bits. Observa-se que para todas as amostras utilizadas, a região mais escura ainda está muito distante da extremidade (valor zero), assumindo valores na casa dos 130, o que resulta em uma imagem com pouco contraste.

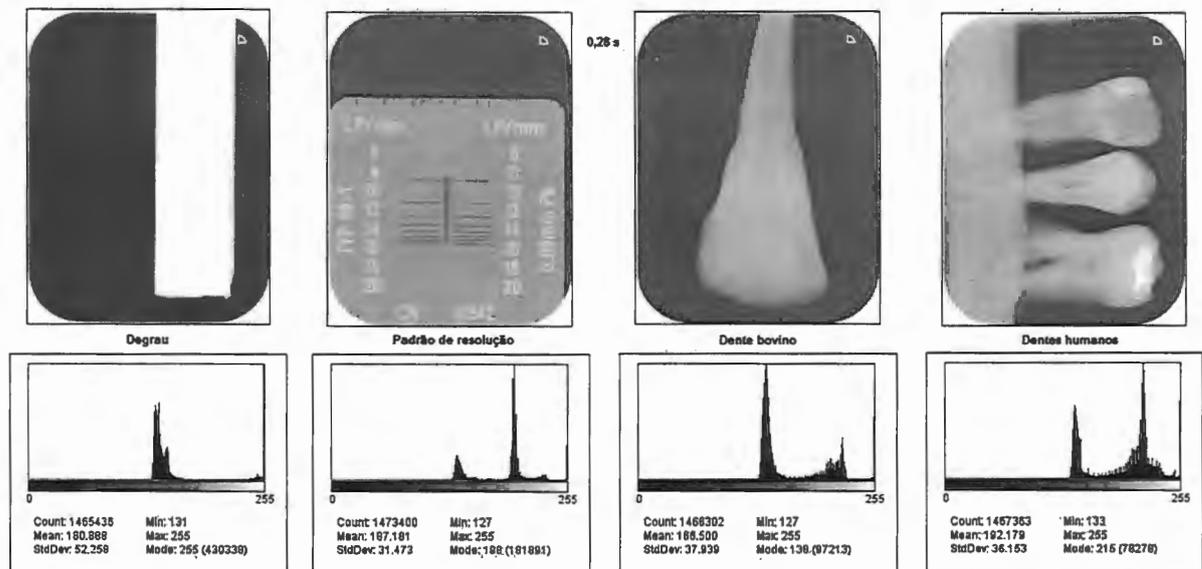


Figura 42: Histograma das imagens com o degrau, o padrão de resolução, o dente bovino e os dentes humanos (da esquerda para a direita respectivamente) para um tempo de exposição de 0,28 s.

A Figura 43 mostra os histogramas para as radiografias realizadas com tempo de exposição de 0,56 s, que é a imagem com a melhor relação entre RSR e FTM 50, com imagens salvas em Dados Originais de 8 bits. Observa-se que para todas as amostras utilizadas, a região mais escura já está próxima da extremidade (valor zero), o que resulta em uma imagem com alto contraste.

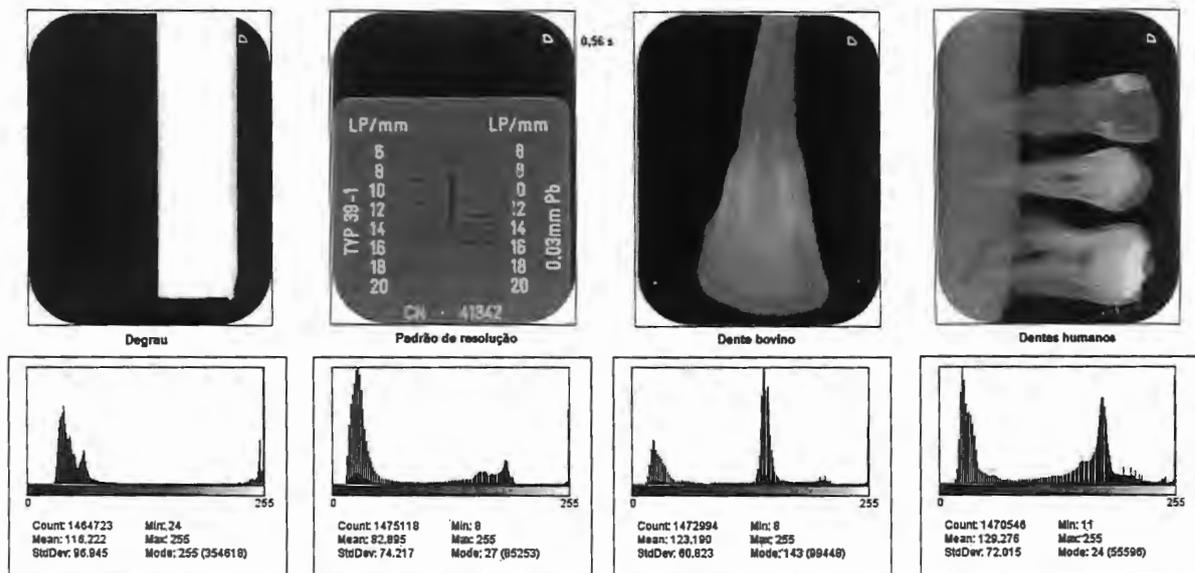


Figura 43: Histograma das imagens com o degrau, o padrão de resolução, o dente bovino e os dentes humanos (da esquerda para a direita respectivamente) para um tempo de exposição de 0,56 s.

A Figura 44 mostra os histogramas para as radiografias realizadas com tempo de exposição de 0,63 s, que é a imagem com o primeiro sinal de saturação, indicado pelos extremos concentrados próximo de zero e próximo de 255, com imagens salvas em Dados Originais de 8 bits. Observa-se que para todas as amostras utilizadas, a região mais escura já está na extremidade (valor zero), o que resulta em uma imagem com máximo contraste.

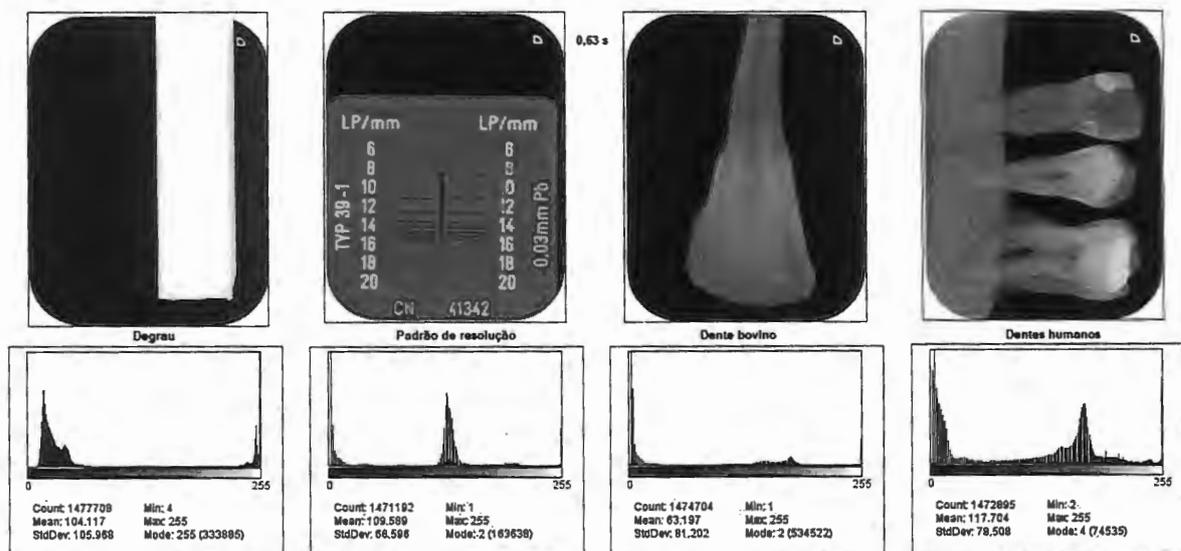


Figura 44: Histograma das imagens com o degrau, o padrão de resolução, o dente bovino e os dentes humanos (da esquerda para a direita respectivamente) para um tempo de exposição de 0,63 s.

A Figura 45 mostra os histogramas para as radiografias realizadas com tempo de exposição de 0,80 s, que é a imagem com alta saturação, com imagens salvas em Dados Originais de 8 bits. Observa-se que para todas as amostras utilizadas, a região mais escura permaneceu na extremidade (valor zero), como as imagens obtidas com o tempo menor (0,63 s), o que demonstra que realmente o tempo 0,63 s é o limite antes da saturação da imagem.

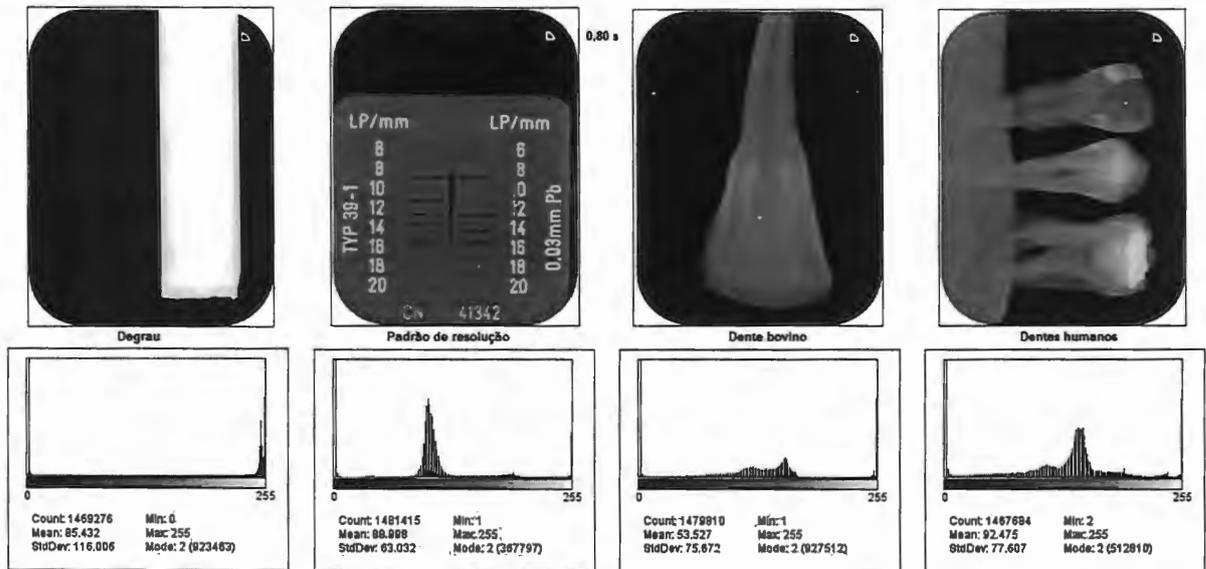


Figura 45: Histograma das imagens com o degrau, o padrão de resolução, o dente bovino e os dentes humanos (da esquerda para a direita respectivamente) para um tempo de exposição de 0,80 s.

Portanto, para as imagens salvas em Dados Originais, o maior contraste é obtido com o tempo de exposição de 0,63 s sem saturar.

Como visto na caracterização da razão sinal-ruído, as imagens salvas em Estado Atual possuem uma RSR maior que a RSR das imagens salvas em Dados Originais, podendo afirmar que uma imagem salva em Estado Atual com o tempo 0,16 s terá melhor razão sinal-ruído que uma imagem salva em Dados Originais com tempo de 0,63 s.

A Tabela 19 normaliza em amplitude os valores de RSR das imagens salvas em Dados Originais e em Estado Atual.

| | | | | |
|---|------------|------------------|------------|---------------|
| Acrílico - Chumbo 8 bits | RSR | Dados | RSR | Estado |
| | | Originais | | Atual |

| Tempo de exposição (s) | Média | Norm. | Média | Norm. |
|------------------------|---------|-------|---------|-------|
| 0,63 | 97,833 | 0,182 | 194,146 | 0,891 |
| 0,56 | 101,003 | 0,205 | 208,932 | 1,000 |
| 0,50 | 95,842 | 0,167 | 198,547 | 0,924 |
| 0,40 | 89,849 | 0,123 | 175,290 | 0,752 |
| 0,32 | 84,469 | 0,084 | 176,267 | 0,760 |
| 0,28 | 96,827 | 0,175 | 176,344 | 0,760 |
| 0,25 | 86,215 | 0,097 | 173,724 | 0,741 |
| 0,20 | 76,766 | 0,027 | 155,629 | 0,608 |
| 0,16 | 73,096 | 0,000 | 151,143 | 0,575 |

Tabela 19: Normalização das RSR das imagens salvas em Dados Originais e em Estado Atual.

Com essa normalização é possível observar o ganho na RSR para as imagens salvas em Estado Atual, como mostra o Gráfico 10.

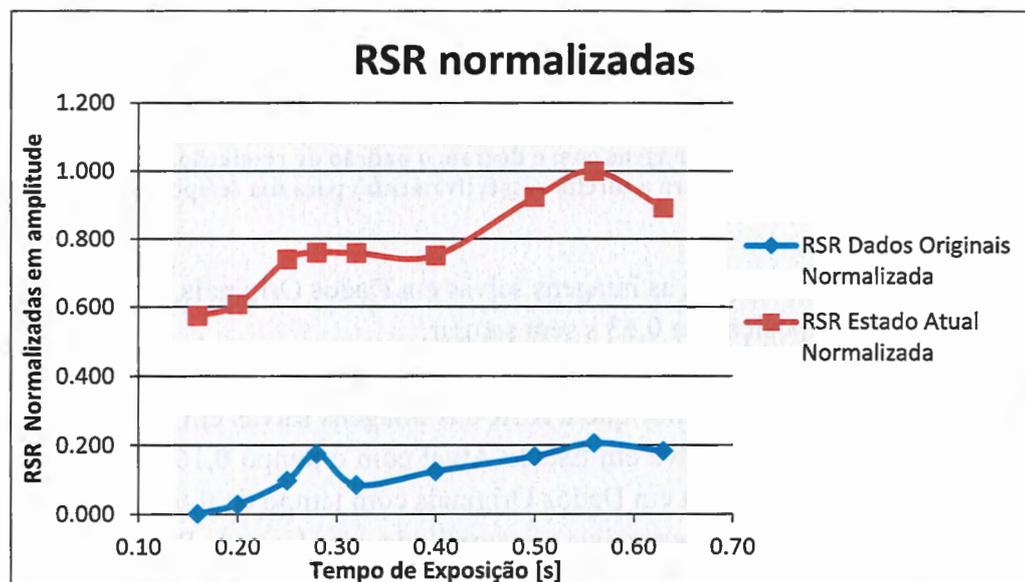


Gráfico 10: Normalização das RSR das imagens salvas em Dados Originais e em Estado Atual.

Para as imagens salvas em Estado Atual, os ajustes automáticos de brilho e contraste normalizam a imagem segundo a distribuição, ou seja, a região mais escura é tida como valor 0 e a região mais clara é tida como valor 255 do histograma. Dessa forma, mesmo uma imagem com curto tempo de exposição aos raios X, apresentará um histograma com as regiões mais claras e mais escuras assumindo os valores 255 e 0, respectivamente, resultando em uma imagem com equilíbrio de contraste.

Como prova disso, a Figura 46 mostra os histogramas das radiografias para o tempo de exposição de 0,16 s para as imagens salvas em Estado Atual.

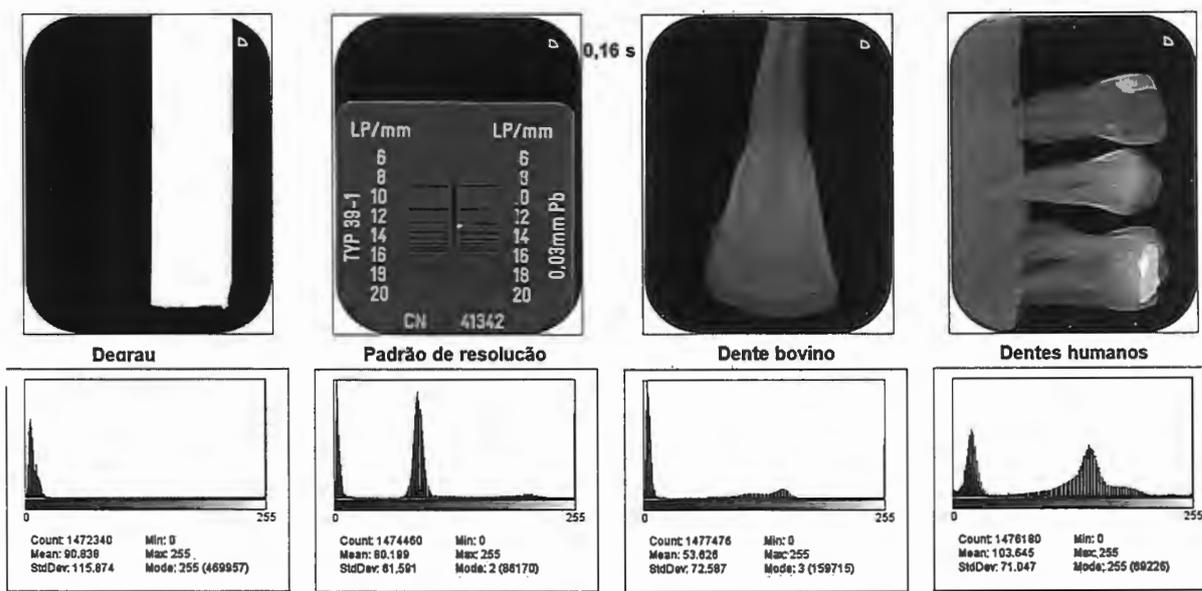


Figura 46: Histogramas das radiografias para o tempo de exposição de 0,16 s para as imagens salvas em Estado Atual

A Figura 47 mostra as radiografias para o tempo de exposição de 0,56 s para as imagens salvas em Estado Atual, o que pode ser observado que seus histogramas são semelhantes aos respectivos histogramas das radiografias com tempo de exposição de 0,28 s.

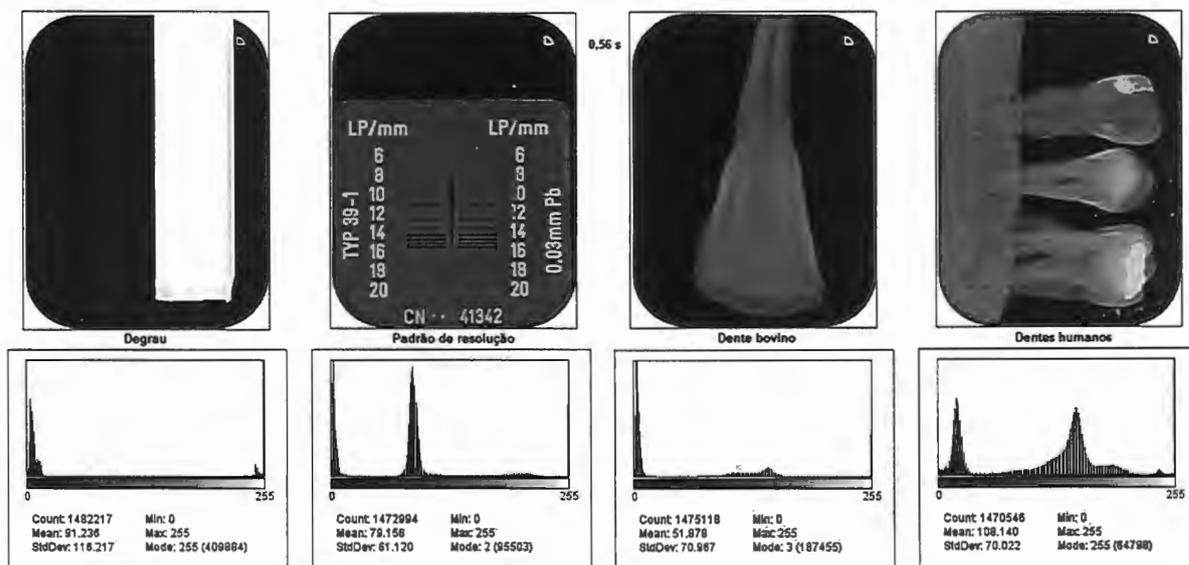


Figura 47: Histogramas das radiografias para o tempo de exposição de 0,56 s para as imagens salvas em Estado Atual.

Capítulo 7

7. Conclusões

Este trabalho avaliou os parâmetros importantes no que tange a qualidade da imagem radiográfica digital odontológica como a resolução espacial, a razão sinal-ruído e o contraste para todos os tempos de exposição disponíveis no equipamento emissor de raios X do fabricante Gnatus, modelo SOMMO, e sendo escaneadas pelo *scanner* digital de 16,6 pl/mm do fabricante Durr Dental, modelo VistaScan Mini Easy.

Os procedimentos foram realizados em laboratório e abordaram os exames intraorais utilizando uma placa de acrílico de 15 mm de espessura para simular as perdas causadas pelos tecidos moles da face do paciente. O tubo emissor de raios X possui 200 mm de comprimento e a placa de fósforo fotoestimulável foi posicionada a 51mm de distância da extremidade do tubo.

A avaliação da resolução espacial foi realizada através do *software* Quick MTF que calcula a função de transferência de modulação através da imagem de um degrau e foram selecionados três pontos desse degrau, sendo um ponto superior, um ponto central e um ponto inferior da imagem do degrau e revelou que as imagens geradas com os tempos 0,28 s, 0,32 s, 0,40 s, 0,50 s, 0,56 s, 0,63 s, 0,71 s, 0,80 s, 1,00 s, 1,25 s e 1,40 s para as imagens salvas em Dados Originais, possuem uniformidade nas medidas de resolução nos três pontos avaliados, enquanto que os tempos inferiores a 0,28 s e superiores a 1,40 s tiveram uma variação superior à variação máxima estabelecida.

Para as imagens salvas em Estado Atual, ou seja, com ajustes de brilho e contraste realizados automaticamente pelo *software* do *scanner* digital, apresentaram uniformidade nas medidas de resolução espacial nos três pontos medidos para os tempos 0,16 s, 0,20 s, 0,25 s, 0,28 s, 0,32 s, 0,40 s, 0,50 s, 0,56 s, 0,63 s, 0,71 s, 0,80 s e 1,00 s.

Na avaliação da razão sinal-ruído, os tempos de exposição superiores a 0,63 s apresentaram saturação nas medidas, tanto para as imagens salvas em Dados Originais quanto para as imagens salvas em Estado Atual.

Uma correlação entre a avaliação da resolução espacial e a razão sinal-ruído foi realizada e convergiu para o tempo de 0,56 s como sendo o melhor tempo de exposição comum para ambas as medidas, tanto nas imagens salvas em Dados Originais quanto para as imagens salvas em Estado Atual.

Na avaliação do contraste através da análise do histograma, a imagem com tempo de exposição de 0,28s, salva em Dados Originais, apresentou a distribuição na escala de cinza concentrada entre os valores 127 e 255, resultando em uma imagem com baixo contraste, enquanto que a imagem gerada com tempo de exposição superior a 0,56 s, também salva em Dados Originais, apresentou os seus pixels entre os valores 8 e 255 escala de distribuição de cinza, resultando em uma imagem com alto contraste.

Para as imagens salvas em Estado Atual, tanto a imagem gerada com o tempo de exposição de 0,16 s quanto a imagem gerada com tempo de exposição de 0,56 s apresentaram os pixels distribuídos em toda a escala de valores de cinza, ou seja, ambas as imagens possuem alto contraste, resultado do ajuste automático realizado pelo software do scanner digital.

Com isso, temos os tempos de exposição de 0,16 s, 0,20 s, 0,25 s, 0,28 s, 0,32 s, 0,40 s, 0,50 s, e 0,56 s que fornecem as melhores respostas para os valores de resolução espacial, contraste e razão sinal-ruído.

O fabricante do *scanner* digital utilizado, Durr Dental, sugere um tempo de exposição de 0,125 s, aproximadamente 22 % abaixo do tempo de exposição mínimo sugerido por este estudo, 0,16 s.

O menor tempo de exposição sugerido por este estudo, 0,16 s, é 14 % superior ao tempo de exposição médio utilizado pelos profissionais avaliados no estudo de ANISSI e GEIBEL, 0,14 s, para exames utilizando radiologia digital indireta e aproximadamente 43 % abaixo do tempo de exposição médio obtido no mesmo estudo para os filmes radiográficos, 0,28 s.

O tempo de exposição sugerido por este trabalho, 0,16 s, é 20 % menor do que o menor tempo de exposição recomendado pelo fabricante do tubo emissor de raios X, Gnatus, para filmes de velocidade E e F, 0,20 s.

Com a realização deste trabalho pode-se concluir que o tempo de exposição de 0,16 s gera uma imagem com bons valores para a resolução, contraste e ruído para exames intraorais, sendo este um tempo de exposição próximo dos tempos encontrados na literatura e comprova a redução do tempo de exposição do paciente aos raios X em relação aos exames conduzidos com filmes radiográficos.

Referências bibliográficas

ANISSI, H. D.; GEIBEL, M. A. (2014). *"Intraoral Radiology in General Dental Practices – A Comparison of Digital and Film-Based X-Ray Systems with Regard to Radiation Protection and Dose Reduction."* Fortschr Röntgenstr; 186: 762–767

BOB ATKINS PHOTOGRAPHY. *"Modulation Transfer Function (MTF) and Subjective Quality Factor (SQF)"*. Disponível em: <http://www.bobatkins.com/photography/technical/mtf/mtf1.html>. Acesso em: 15 ago. 2014.

CALDAS, M. P. et al., (2010). *"Comparative evaluation among different materials to replace soft tissue in oral radiology studies."* Journal of Applied Oral Science 18.3 (2010): 264-267.

CHERRY, P.; DUXBURY, A. (2009). *"Practical radiotherapy: Physics and equipment."* 2 ed. John Wiley & Sons, 2009. 292p.

CROMAX. *Radiografia Periapical*. Disponível em: http://www.cromax.com.br/index.php?pg=infoview&info_id=022. Acesso em: 20 out. 2015

DE LIMA, João José Pedroso (2009). *Técnicas de diagnóstico com raios X*. Imprensa da Univ. de Coimbra, 2009. 761p.

FENELON. *Radiografias Oclusais*. Disponível em: <http://www.fenelon.com.br/exames-procedimentos/radiografia-oclusal-2/>. Acesso: 20 out. 2015.

FURQUIM, T. A. C. (2011). *A Imagem Radiológica*. Universidade Tecnológica do Paraná. Disponível em: http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/A_imagem_radiologica.pdf. Acesso em: 18 set. 2015.

GNATUS, 2005. *Manual do Proprietário – Raios-X SOMMO*. Disponível em: http://gnatus.com.br/2005/images/online/manuais_394949_Raios-X%20Sommo.pdf. Acesso em: set 2015.

HAMAMATSU. (2007). *“Photomultiplier Tubes – Basics and Applications”*. 3ed. Porto Alegre: Word Technical Writing, Inc. 309p.

HEWITT, P. (2015). *Física Conceitual*. 12.ed. Porto Alegre: Bookman, 2015. 685p.

KOHM, K. (2004). *“MTF Measure Method Edge - Modulation Transfer Function Measurement Method and Results for the Orbview-3 High Resolution Imaging Satellite”*. In International society for photogrammetry and remote sensing. XXXV ISPRS Congress: Technical Commission I. Istanbul, Turkey, pp. 7-12.

KURTSEV, O. (2014). *“Resolution and MTF (modulation transfer function)”*. Disponível em: <http://www.quickmtf.com/about-resolution.html>. Acesso em: 17 ago. 2014.

LEBLANS, P.; VANDENBROUCKE, D.; WILLEMS, P. (2011). *“Storage Phosphors for Medical Imaging”*. Materials, v.4, 1034-1086;

LONGSTRETH, et al., (2004). *“Dental X-rays and the risk of intracranial meningioma”*. Cancer, 100: 1026–1034. doi: 10.1002/cncr.20036

LUDLOW, J. B.; DAVIES-LUDLOW, L. E; WHITE, S.C.(2008). *“Patient Risk Related to Common Dental Radiographic Examinations: The Impact of 2007 International Commission on Radiological Protection Recommendations Regarding Dose Calculation”*. The Journal of the American Dental Association;139;1237-1243.

MARTINS, R. A. (1998). *A descoberta dos raios X: o primeiro comunicado de Röntgen*. Revista Brasileira de Ensino de Física, São Paulo, v. 20, n. 4, pp. 373-391.

MEMON, A., et al. (2010). *“Dental x-rays and the risk of thyroid cancer: A case-control study”*. Acta Oncologica. v. 49, ed. 4, p.201.

NEUBERGER, et al. (1991). *“Association of brain cancer with dental X-rays and occupation in Missouri”*. Cancer Detect Prev 1991;15:31 –4.

NOBEL PRIZES. (1986). *“Hand with Rings: a print of one of the first of Wilhelm Röntgen's X-ray photographs”*. Disponível em:

http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1901/rontgen-photo.html. Acesso em: 10 ago. 2015.

NORMA, C. N. E. N. NN-3.01. (2011). **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Rio de Janeiro: RJ, 2011.

NOUAILHETAS, Y; ALMEIDA, C.E.B; PESTANA,S. (2005). **Radiações Ionizantes e a vida**. Rio de Janeiro, RJ. Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN. Disponível em: http://www.cnen.gov.br/ensino/apostilas/rad_ion.pdf. Acesso em: 17 nov. 2014.

ODONTO IMAGEM. (2015). **Radiografia Intrabucal: Interproximal**. Disponível em: <http://www.odontoimagemradio.com.br/?l=estaticas&cat=servicos&subcat=1&item=11>.

Acesso em: 20 out. 2015.

OKUNO,E; CALDAS, I. L.; CHOW,C. (1982). **Física para Ciências Biológicas e Biomédicas**. São Paulo: Harper & Row do Brasil. 490p.

PRESTON-MARTIN, S.; WHITE, S.C. (1990). *“Brain and salivary gland tumors related to prior dental radiography: Implications for current practice”*. The Journal of the American Dental Association, 120, 151-158.

SANTOS, M. R. P. (2015). **Exames Radiográficos Extrabucais e Intrabucais**. Disponível em:

http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Exames_radiograficos_extrabucais_e_intrabucais.pdf. Acesso em: 15 out. 2015.

Tauhata, L., Salati, I. P. A., Di Prinzio, R., Di Prinzio, M. A. R. R. (2013). **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos - 9ª revisão novembro/2013 - Rio de Janeiro - IRD/CNEN**. 345p.

VISTASCAN. **VistaScan Mini Easy: Instruções para montagem e uso**.

WHAITES, E. (2011). **Princípios de Radiologia Odontológica**. 4 ed. Elsevier Brasil, 2011. 424p.

WHITE, S. C.; PHAROAH, M. (2007). **Radiologia oral: fundamentos e interpretação**. Elsevier Brasil, 2007. 724p.

Anexo (A)
(Atestado – Banco de Dentes Humanos)

BANCO DE DENTES HUMANOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

ATESTADO

O Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia
de Araraquara, aprovou a doação de 06 dentes

ao Senhor Eliaeu da Silva Ribeiro,
R.G. 41.173.192-0, para a realização do projeto de
pesquisa intitulado "Otimização de dose de raios
X digital odontológico" (A definir o título)

Araraquara, 26 de fevereiro de 2015.


Prof. Dr. Paulo D. A. Bolini

Coordenador do Banco de Dentes Humanos da FOAr.

Recebi

