Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru

Influência de diferentes meios de digitalização de radiografias na avaliação de cáries proximais

Claudio Roberto Gaião Xavier

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Odontologia, na área de Estomatologia

Bauru
2007

Livros Grátis

http://www.livrosgratis.com.br

Milhares de livros grátis para download.

Claudio Roberto Gaião Xavier

Influência de diferentes meios de digitalização de radiografias na avaliação de cáries proximais

.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Odontologia, na área de Estomatologia

Orientadora: Profª. Drª. Ana Lúcia Álvares Capelozza

Bauru
2007

Xavier, Claudio Roberto Gaião
X19i Influência de diferentes meios de digitalização de radiografias na avaliação de cáries proximais / Claudio Roberto Gaião Xavier. – Bauru, 2007.
171p.: il.; 31cm.

Tese. (Doutorado) – Faculdade de odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientadora: Profª Drª Ana Lúcia de Álvares Capelozza

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese, por processos fotocopiadores ou outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

Comitê de Ética da FOB-USP
Protocolo nº: 99/2004
Data: 09/Agosto/2004

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Luiz** e **Lourdes**, exemplos de entrega, cuidaram para que eu tivesse as oportunidades que não tiveram, que chegasse aonde não chegaram, que visse o que não viram, que pisasse onde nunca pisaram. Muitas vezes acreditaram em mim mais que eu mesmo. Minha admiração por vocês não pode ser expressa em palavras. Por isso, compartilho com vocês essa conquista, que não é minha, mas nossa!

Aos meus irmãos, **Luiz** e **Marco**, companheiros de todos os momentos, de todos os sentimentos. Sempre presentes, mesmo que distantes. Um ponto de vista diferente, uma palavra esclarecedora, uma mão para auxiliar. Partilharam comigo meus bons e maus momentos. Partilho com vocês os frutos desta caminhada.

À **Mikaela**. Menina, mulher, amiga, companheira, paixão, doçura. Acima de tudo, Mikaela! Participou de várias formas deste trabalho, algumas das quais nem tem idéia. Preocupou-se, protegeu, participou! Dividiu comigo tudo de bom e de ruim que enfrentei. Sem você ao meu lado, esta etapa não teria as mesmas alegrias e o mesmo sabor. Que nossa caminhada continue sempre assim, lado a lado!

Não sabes tudo o que sinto por ti!

Serei eternamente grato.

For all those times you stood by me
For all the truth that you made me see
For all the joy you brought to my life
For all the wrong that you made right
For every dream you made come true
For all the love I found in you
Ill be forever thankful baby
Youre the one who held me up
Never let me fall
Youre the one who saw me through through it all

You were my strength when I was weak
You were my voice when I couldnt speak
You were my eyes when I couldnt see
You saw the best there was in me
Lifted me up when I couldnt reach
You gave me faith coz you believed
Im everything I am
Because you loved me

You gave me wings and made me fly
You touched my hand I could touch the sky
I lost my faith, you gave it back to me
You said no star was out of reach
You stood by me and I stood tall
I had your love I had it all
Im grateful for each day you gave me
Maybe I dont know that much
But I know this much is true
I was blessed because I was loved by you

Às minhas cunhadas **Letícia** e **Rita** e aos meus sobrinhos **Gabriel** e **Gustavo**. Vocês fizeram, e fazem, minha vida mais feliz. Momentos juntos preciosos, vidas compartilhadas com muito carinho. Uma mão para apoiar, um ombro para emprestar, um sorriso para dividir.

Adoro cada momento junto com vocês!

Obrigado pelo apoio.

Agradecimento especial

À **Profª Drª Ana Lúcia Álvares Capelozza**.

Inicialmente professora, desde a graduação, sempre foi, para mim, exemplo de dedicação, justiça e alegria. Recebeu-me como orientado e, a partir de então, tornou-se cada vez mais amiga.

Soube cobrar quando foi preciso e estimular quando houve necessidade. Conseguiu ver o que nem eu mesmo conseguia ver, não somente no meu trabalho, mas também na vida não acadêmica. Para a minha satisfação, confundiu-se a mestra, a orientadora e a amiga.

Ensinou-me tanto para a pós-graduação, quanto para a vida!

Agradeço não somente a ajuda nessa etapa profissional, mas todo o apoio que irá muito além dela.

Muito obrigado!

Agradecimentos

A todos os professores do Departamento de Estomatologia: **Prof. Dr. José Humberto Damante, Prof. Dr. Luiz Eduardo Montenegro Chinellato, Profª Drª Izabel Regina Fisher Rubira-Bullen, Prof. Dr. Paulo Perry de Carvalho, Prof. Dr. Eduardo Sant'ana, Prof. Dr. Osny Ferreira Júnior** e **Prof. Dr. Júlio de Araújo Gurgel**. Por todos os ensinamentos transmitidos não somente por meio de palavras, mas também todas as atitudes que me ajudaram a enriquecer meu caráter e conhecimento.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Marins de Carvalho** e ao **Prof. Dr.Vinícius Carvalho Porto**, por abrirem as portas do CIPE e receberem-me tão bem. Permitiram que eu desenvolvesse esta pesquisa de forma tão tranqüila e em ambiente e companhia tão agradáveis.

Ao **Prof. Dr. José Roberto Pereira Lauris** por toda orientação, presteza e auxílio na análise estatística deste estudo.

Aos amigos **Marta**, **Zanda** e **Etiene**, sem os quais este trabalho não teria sido concluído. A ajuda dispensada foi de grande valor. A amizade cultivada é de valor incalculável. Vocês são algumas das pessoas que marcaram minha vida durante este período. Espero um dia poder retribuir tudo o que fizeram por mim e todo apoio, carinho e atenção que sempre me dedicaram.

Aos amigos **Rodrigo** e **Renato**. A ajuda de vocês foi inestimável, não apenas cedendo o equipamento para minha tese, mas também por todo convívio e companheirismo!

A todos os amigos do curso de Pós-Graduação que, em algum momento do curso, foram parceiros desta jornada: **Josiane, Flávio, Nicole, Jordy, Rico, Geléia, Renata, Dani, Letícia, Mel, Carla, Cássia, Ligia, Márcia, Eduardo, Flávia, Mariela, Luciana.** Guardarei sempre comigo todos os momentos compartilhados, tudo o que foi aprendido e tudo o que aproveitamos juntos. Serei sempre grato por tudo o que me propiciaram.

Aos funcionários do Departamento de Estomatologia: **Walderez, Josiele, Marília, Fernanda, Roberto, Camila, Hebe, Regina, Elza, Patrícia, Reinaldo, David, Zezinho**. A ajuda e a atenção de vocês tornaram este curso muito mais prazeroso e alegre.

À **Márcia** e à **D. Neusa**, funcionárias do CIPE, por toda a ajuda prestada e atenção que dispensaram a mim.

À **Faculdade de Odontologia de Bauru** da Universidade de São Paulo, na pessoa de seu diretor **Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro**.

À **Comissão de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru**, na pessoa da sua Presidente **Profª Drª Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado**

.

À **CAPES** pelo apoio financeiro.

A todos que de alguma forma contribuíram para a realização e conclusão deste trabalho.

Muito obrigado! Sou imensamente grato a todos.

"Algum dia, em qualquer parte, em qualquer lugar, indefectivelmente, encontrar-te-ás a ti mesmo e essa, só essa, pode ser a mais feliz ou a mais amarga das tuas horas."

Pablo Neruda

"Nem todos os caminhos são para todos os caminhantes."

Johann Wolfgang Von Goethe

Resumo

Avaliar a influência no diagnóstico de cáries proximais das imagens geradas por dois escâneres e quatro máquinas fotográficas digitais, em formato JPEG e TIFF, e comparar o desempenho destes equipamentos ao das radiografias convencionais em relação à presença e profundidade de lesões de cárie proximais. 56 dentes extraídos foram radiografados com filme Kodak Insight em um aparelho de raios X Yoshida Kaycor, operando com 70kv e 7mA, com tempo de exposição de 0,40s. As radiografias resultantes foram digitalizadas pelos escaneres CanonScan e Genius ColorPage, e máquinas fotográficas digitais Canon Powershot G2, Canon RebelXT, Nikon Coolpix 8700 e Nikon D70s, nos formatos JPEG e TIFF. As radiografias convencionais e as imagens digitais obtidas foram avaliadas por três examinadores em duas sessões de observação. Classificaram a presença de acordo com uma escala de três níveis e a profundidade de acordo com uma escala de três níveis, quando julgassem que havia lesão. Os dentes foram seccionados no sentido mésio-distal e observados ao microscópio em luz polarizada com aumento de 10x, para a verificação da presença e profundidade da lesão de cárie. Foram determinados concordância intra e interexaminadores, probabilidade de não diagnóstico, sensibilidade, especificidade e acurácia para cada equipamento, em ambos os formatos, e para as radiografias convencionais. Os resultados foram submetidos à análise de variância a dois critérios, demonstrando que não houve diferenças estatisticamente significantes entre os formatos. A concordância intraexaminadores foi de moderada a satisfatória, e a interexaminadores de regular a moderada. A probabilidade de não diagnóstico variou de 1,34% (Convencional) a 52,83% (Escaner CanonScan/JPEG). A

sensibilidade variou de 0,24 (Canon RebelXT/JPEG) a 0,53 (Convencional), a especificidade de 0,93 (Nikon Coolpix/JPEG; Canon Powershot/TIFF; Canon RebelXT/JPEG e TIFF) a 0,97 (Escaner CanonScan/TIFF e JPEG), e a acurácia variou de 0,82 (Canon RebelXT/JPEG) a 0,91 (Escaner CanonScan/JPEG). O teste de proporções indicou diferenças estatisticamente significantes para o Escaner CanonScan, para ambos os formatos, quando comparado aos demais equipamentos e à radiografia convencional. Foi possível concluir que os formatos não influenciaram o desempenho no diagnóstico de cárie para qualquer equipamento usado. O Escaner CanonScan apresentou o pior desempenho e não se mostrou adequado para digitalização de radiografias para o diagnóstico de lesões de cárie.

Palavras-chave: Radiografia dentária. Radiografia interproximal. Radiografia dentária digital.

ABSTRACT

Comparative performance of indirect digitized radiographs for detecting approximal caries

To evaluate the performance of conventional and indirect digital radiography and the effect of JPEG and TIFF file formats for detecting proximal surface caries. Fifty-six extracted teeth were mounted in blocks and radiographed with Insight conventional film. Films were digitized by two flatbed scanners (Canon CanonScan and Genius ColorScan) and four digital cameras (Canon Powershot G2, Canon Rebel XT, Nikon Coolpix 8700 and Nikon D70), in both JPEG and TIFF file formats. Three observers recorded the presence and depth of caries on 112 proximal surfaces for the conventional and digitized radiographs. They scored lesion presence in a 3-point confidence scale and depth on another 3-point scale. Radiographs were evaluated twice. The observer's scores were compared with the results from a histological examination. Intra-observer agreement was moderate to good and inter-observer agreement was fair to moderate. Sensitivities varied from 0.24 (Canon RebelXT/JPEG) to 0.53 (Convencional) and specificities from 0.93 (Nikon Coolpix/JPEG; Canon Powershot/TIFF; Canon RebelXT/JPEG e TIFF) to 0.97 (Escaner CanonScan/TIFF e JPEG). The accuracy varied from 0.82 (Canon RebelXT/JPEG) to 0.91 (Escaner CanonScan/JPEG). Images from CanonScan, both JPEG and TIFF, showed significant statistically differences compared with digital radiographs from the others devices and conventional film radiographs. File formats did not influences the detection of proximal caries. Digitizing

conventional radiographs using the scanner CanonScan did not produce images of diagnostic quality.

Keywords: Radiography, dental. Radiography, bitewing. Radiography, dental, digital.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURAS

Figura 1 – Características dos dentes selecionados para o estudo: hígido (A); mancha branca (B); mancha acastanhada (C); e cavidade pequena (D). 92

Figura 2 – Dente com raiz recoberta por uma camada de cera. 93

Figura 3 – Modelo de cera com os dentes posicionados.....94

Figura 4 – Molde após removido o modelo de cera.....94

Figura 5 – Modelo de estudo obtido. 95

Figura 6 – Suporte desenvolvido para o estudo. 96

Figura 7 – Equipamentos utilizados para digitalizar as radiografias: Escaner de mesa Canon modelo CanonScan D646U (A); Escaner de mesa Genius modelo ColorPage HR7X (B); Máquina fotográfica digital Canon modelo Powershot G2 (C); Máquina fotográfica digital Nikon modelo Coolpix 8700 (D); Máquina fotográfica digital Canon modelo Rebel XT (E); Máquina fotográfica digital Nikon modelo D70s (F). 98

Figura 8 – Exemplo de radiografia digitalizada obtida. 101

Figura 9 – Negatoscópio Medalight P-400. 102

Figura 10 – Exemplo da exibição das imagens digitais pelo programa 103

Figura 11 – Blocos de resina contendo as coroas dos dentes (A) para corte na máquina de cortes Imptech PC 10 (B); corte com disco diamantado (C) e secção obtida (D). 106

Figura 12 – Exemplos das diferentes classificações quanto a presença e profundidade da lesão cariosa: 1) dente sem lesão cariosa; 2) lesão cariosa restrita ao esmalte; 3) lesão cariosa atingindo a junção amelo-dentinária; e 4) lesão cariosa estendendo até a dentina. 108

GRÁFICOS

Gráfico 1 – Distribuição das faces segundo classificação microscópica. 114

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Classificação microscópica quanto à presença e profundidade das lesões de cáries nas faces proximais dos dentes, por modelo radiografado 113

Tabela 2 – Concordância intraexaminadores. 114

Tabela 3 – Concordância interexaminadores. 114

Tabela 4 – Número de faces classificadas de acordo com os critérios adotados, por examinador em cada sessão de avaliação 115

Tabela 5 – Probabilidades médias de não diagnóstico de acordo com o grupo experimental 116

Tabela 6 – Valores médios da sensibilidade, especificidade e acurácia para cada grupo experimental 116

Tabela 7 – Valores do teste de Tukey para comparação entre grupos quanto à sensibilidade 117

Tabela 8 – Valores do teste de Tukey para comparação entre grupos quanto à especificidade 118

Tabela 9 – Valores do teste de Tukey para comparação entre grupos quanto à especificidade 118

Tabela 10 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a ausência de lesão cariosa (verdadeiro negativo), pelo examinador 1..... 119

Tabela 11 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a ausência de lesão cariosa (verdadeiro negativo), pelo examinador 1.....120

Tabela 12 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a ausência de lesão cariosa (verdadeiro negativo), pelo examinador 2.....120

Tabela 13 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a ausência de lesão cariosa (verdadeiro negativo), pelo examinador 2.....121

Tabela 14 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a ausência de lesão cariosa (verdadeiro negativo), pelo examinador 3.....122

Tabela 15 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a ausência de lesão cariosa (verdadeiro negativo), pelo examinador 3.....122

Tabela 16 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a presença de lesão cariosa (verdadeiro positivo), pelo examinador 1.....123

Tabela 17 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a presença de lesão cariosa (verdadeiro positivo), pelo examinador 1.....124

Tabela 18 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a presença de lesão cariosa (verdadeiro positivo), pelo examinador 2.....125

Tabela 19 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a presença de lesão cariosa (verdadeiro positivo), pelo examinador 2 126

Tabela 20 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a presença de lesão cariosa (verdadeiro positivo), pelo examinador 3 126

Tabela 21 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a presença de lesão cariosa (verdadeiro positivo), pelo examinador 3 127

Tabela 22 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a profundidade da lesão cariosa, pelo examinador 128

Tabela 23 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a profundidade da lesão cariosa, pelo examinador 1 129

Tabela 24 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a profundidade da lesão cariosa, pelo examinador 2 130

Tabela 25 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a profundidade da lesão cariosa, pelo examinador 2 130

Tabela 26 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a profundidade da lesão cariosa, pelo examinador 3 131

Tabela 27 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a profundidade da lesão cariosa, pelo examinador 3 132

SUMÁRIO

1 Introdução 43
2 Revisão de literatura 49
2.1 Fatores que influenciam a qualidade da radiografia digital 51
2.2 A radiografia digital na odontologia 63
2.3 A radiografia digital no diagnóstico de cárie 66
3 Proposição 85
4 Material e métodos 89
4.1 Seleção da amostra 91
4.1.2 Confecção dos modelos 93
4.2 Aquisição das radiografias 95
4.3 Digitalização das radiografias 97
4.4 Análise das radiografias e imagens digitais 101
4.5 Validação do diagnóstico de cárie 104
4.6 Análise estatística 109
5 Resultados 111
6 Discussão 133
6.1 Metodologia aplicada 135
6.2 – Resultados obtido 142
6.2.1 – Concordância intra e interexaminadores 142
6.2.2 – Probabilidade de não diagnóstico 143
6.2.3 – Sensibilidade, especificidade e acurácia 144
6.2.4 – Equipamentos e formatos de imagem 147
7 Conclusões 151

Referências bibliográficas.....155
Anexo 169

1 Introdução

1 - INTRODUÇÃO

A radiografia digital incorporou-se à área odontológica e ganha, com o passar do tempo, mais espaço na prática cotidiana (Milles[45], 2002). Notáveis avanços tecnológicos são objeto de estudos científicos criteriosos, conferindo a esta ferramenta de diagnóstico maior qualidade e confiabilidade (Silva, Tavano[65], 1996; Tavano, Capelozza, Tosoni, Silva[68], 2001; Milles[45], 2002).

A imagem digital pode ser obtida de forma direta, quando sensores substituem os filmes radiográficos convencionais no momento da exposição dos raios X, ou de forma indireta, quando radiografias realizadas com filmes convencionais são posteriormente digitalizadas, gerando uma versão digital da imagem obtida (Silva, Tavano[65], 1996; Tavano, Capelozza, Tosoni, Silva[68], 2001; Milles[45], 2002). Neste segundo método observa-se maior número de etapas para obtenção da imagem final, fato este que demanda maior cuidado para que a imagem digital final apresente boa qualidade. Embora um número maior de etapas até o final do processamento da imagem se faça necessário, a radiografia digital indireta apresenta algumas vantagens sobre a técnica direta. É menos onerosa e, portanto, mais acessível ao cirurgião-dentista por não requerer a aquisição de um sistema específico para este fim, podendo ser implantado um sistema de radiografia digital indireta com o uso de computadores e periféricos comuns. Permite ainda a criação de um banco de imagens digitais a partir de um arquivo já existente de radiografias convencionais (Attaelmanan, Borg, Gröndahl[6], 2000).

A radiografia digital, independente da aquisição direta ou indireta, apresenta várias vantagens quando comparada à técnica radiográfica convencional. Necessita menor espaço físico para seu arquivamento, pois as mídias que contém as informações digitais comportam um grande número de

imagens. Por serem formadas por grupos de dados digitais, estas imagens permitem o intercâmbio por meio de redes locais ou via internet (Yuasa, Ariji, Ohki, Naitoh, Shiojima, Ushida, et al.[86], 1999). Estas duas características associadas permitem a criação de sistemas de comunicação e arquivo de imagens (PACS), tornando o envio de imagens e a troca de informações, entre profissionais e técnicos da área, mais ágil e eficiente (Ohki, Okano, Nakamura[50], 1994; Silva, Tavano[65], 1996). Permite ainda o processamento posterior da imagem onde podem ser realizados ajustes de brilho e contraste entre outros, pois há um grande número de ferramentas disponíveis em programas usados rotineiramente que possibilitam aumento da nitidez, aplicação de zoom, efeitos de relevo, inversão da imagem para negativo entre outros (Capelozza[9], 2001; MILLES[45], 2002). É possível ainda o acompanhamento de processos patológicos e avaliação de intervenções realizadas com as técnicas de subtração digital, comparando uma imagem digital inicial à outra de um período mais tardio do tratamento do paciente (Tavano, Capelozza, Tosoni, Silva[68], 2001).

Uma das principais áreas de interesse da radiologia odontológica é o exame de cáries, principalmente nas faces proximais. Parece não haver, até o presente, um exame ideal para o diagnóstico dessas lesões. O exame clínico suplementado por radiografias interproximais tem sido considerado ainda o melhor procedimento. Os estudos que avaliam o uso da radiografia digital para observação de cáries proximais são numerosos (Ohki, Okano, Nakamura[50], 1994; Silva, Tavano[65], 1996; Ludlow, Abreu Júnior[42], 1999; Janhom, Van Der Stelt, Van Ginkel[33], 2000; Tovo, Vono, Tavano[70], 2000; Janhom, Van Ginkel, Van Amerongen, Van Der Estelt[34], 2001; Tavano, Capelozza, Tosoni, Silva[68], 2001; Janhom, Van Der Stelt, Sanderink[35], 2002). Contudo, estes estudos não são direcionados apenas à qualidade da imagem, que influencia a identificação de

lesões, ou na capacidade e precisão de diagnóstico na imagem digital em si, mas também no desempenho das já citadas ferramentas e ajustes no processamento posterior da imagem.

Especial atenção tem sido dada aos estudos que avaliam as diferentes etapas do processo de digitalização da imagem, entre eles: seleção de meios digitalizadores (Ohki, Okano, Nakamura[50], 1994; Boscolo[8], 2001; Akdeniz, Gröndahl, Magnusson[2], 2006); ajustes na resolução e características de entrada na digitalização (Abreu Júnior[42], 1999; Janhom, Van Ginkel, Van Amerongen, Van Der Estelt[34], 2001, Wendel, Haiter Neto, Gotfredsten[74]); formatos de imagem e suas características (Janhom, Van Der Stelt, Van Ginkel[33], 2000; Janhom, Van Der Stelt, Sanderink[35], 2002). Desta forma busca-se otimizar a qualidade final da imagem digital, detectando quais etapas influem de forma mais direta e relevante, e os meios de se evitar falhas durante o processo.

O desenvolvimento de novas tecnologias aplicadas à informática, associado à constante busca por equipamentos mais sofisticados e precisos, e estudos acerca do assunto apontam para a necessidade de constante avaliação dos diferentes componentes deste processo. Estes estudos tornam-se ainda mais necessários ao considerar-se que a maioria dos equipamentos e programas utilizados atualmente não foi desenvolvida para uso exclusivo da área radiológica.

Justifica-se desta forma a realização de um estudo que avalie a associação de diferentes periféricos encontrados no mercado a um programa amplamente difundido, o Adobe Photoshop CS2, que não foram desenvolvidos exclusivamente para uso odontológico, na observação de cáries proximais.

2 *Revisão da literatura*

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 – Fatores que influenciam a qualidade da radiografia digital

Imagem digital é a representação, em duas dimensões, de uma imagem como um conjunto de dados digitais. Portanto esta imagem é guardada numa forma numérica como dados. A unidade formadora de uma imagem digital é chamada de pixel. A qualidade da imagem está diretamente ligada à quantidade de pixels que esta contem. Durante o processo de obtenção de uma imagem digital, vários fatores vão influenciar sua qualidade final (Iglesias R[31], 2000).

Uma vez obtida, a imagem digital pode ser visualizada em diferentes meios, como projetores de imagem, monitores ou impressas em meio físico. Os tipos monitores mais utilizados atualmente são os de tubo de raios catódicos (CRT) e de cristal líquido (LCD). Nos do tipo CRT uma canhão de elétrons dispara um feixe de elétrons que atravessa o tubo e atinge a tela em pontos recobertos por camadas de fósforo, sensíveis aos elétrons lançados. A formação de luz nestes pontos forma então a imagem (Alecrim[3], 2006a). O LCD é formado por duas lâminas transparentes polarizadas que têm, entre elas, uma camada de cristal líquido. A imagem é formada quando elementos elétricos presentes nas lâminas geram campos magnéticos que induzem o cristal líquido a guiar a luz que entra da fonte luminosa para formar o conteúdo visual. Um dos tipos de LCDs é o de matriz ativa, onde cada pixel recebe um transistor. Assim, cada unidade pode receber uma tensão diferente, permitindo a utilização de resoluções maiores (Alecrim[4], 2006b; Elias[14], 2007).

Estudos sobre o desempenho de observadores com imagens digitais não manipuladas são escassos e nos trabalhos encontrados nenhum avaliou o efeito do formato do tubo de raios catódicos. No trabalho de **Moystad, Svanes, Larhein, Grödahl**[47], 1994, os autores compararam a acurácia no diagnóstico de observadores com ou sem experiência clínica na avaliação de filmes radiográficos intrabucais e suas imagens digitais não manipuladas. Foram usados para avaliar o efeito do formato do monitor de tubo de raios catódicos três monitores de tamanhos diferentes (5", 9" e 17"). As imagens foram obtidas de lesões radiolúcidas e radiopacas artificiais em mandíbulas humanas maceradas foram examinadas. O aumento da acurácia no diagnóstico das imagens digitais com a diminuição das dimensões do de tubo de raios catódicos não foi significante. Em relação ao desempenho dos observadores, os experientes demonstraram redução na variabilidade das imagens digitais quando comparadas ao filme convencional, e os inexperientes aumento nesta variabilidade.

Yuasa, Ariji, Ohki, Naitoh, Shiojima, Ushida, et al.[86], 1999, realizaram um estudo cujo objetivo foi o de avaliar de maneira subjetiva a qualidade de imagens digitais comprimidas em formato Joint Photographic Expert Group (JPEG), de radiografias intrabucais, com tamanho de 30 kilobytes ou menos, e que podem ser rapidamente transferidas pela internet. As radiografias convencionais foram digitalizadas por um escaner Epson GT-8500, em 8 bits e com resoluções de 100, 200, 300, 400, e 600 dpi. As imagens digitais obtidas foram convertidas para o formato JPEG, comprimidas em 11 diferentes níveis, nos programas Adobe Photoshop 4.0 e Quick Time 2.5. As 55 imagens com as diferentes combinações de resolução e compressão obtidas foram avaliadas utilizando escala analógica visual (EAV). As imagens com

qualidade inferior a média foram excluídas, e as restantes submetidas à avaliação de oito estruturas anatômicas em cada imagem. Quarenta das 55 combinações geraram imagens com menos de 30 kilobytes. Dezesseis combinações foram selecionadas para a segunda parte do estudo. Apenas uma das combinações de compressão e resolução ofereceu imagem de qualidade suficiente para todas as oito estruturas anatômicas. Para o limite de tamanho estabelecido no estudo, as imagens digitais de radiografias comprimidas não forneceram qualidade satisfatória.

Cederbeg, Frederiksen, Benson, Shulman[10], 1999, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a influência do monitor sobre a performance do observador. Lesões cariosas artificiais foram criadas em 40 dentes extraídos, com o uso de brocas esféricas ¼ e ½. Estes dentes foram então montados em blocos de gesso para simular uma hemiarcada. Foram realizadas radiografias interproximais, com 70kv, e o sistema digital Digora, calibrado para obter um ótimo nível de densidade. Seis cirurgiões-dentistas classificaram cada imagem de acordo com uma escala de cinco níveis para a presença ou ausência de cáries. As imagens digitais foram expostas para análise nos monitores de tubo de raios catódicos: AlphaScan 711, Multiscan 17 Se II, DS 2000; e Laptop Latitude CP, com monitor de matriz ativa. Os examinadores utilizaram as ferramentas de zoom e ajuste de brilho e contraste de para cada imagem. A análise ROC foi aplicada aos resultados e os dados submetidos à análise de variância e regressão logística para testar a significância entre as variáveis e determinar a razão de chances. As áreas das curvas ROC variaram de 0,8728 para o monitor AlphaScan 711 a 0,8395 para o Multiscan 17 Se II. Os pesquisadores observaram que houve diferença estatisticamente significante entre os observadores, tamanho das lesões, e interação entre examinador e

monitor. Contudo, não foi observada diferença estatisticamente significante entre os monitores, sugerindo que o desempenho do observador é independente da característica visual do monitor em que a imagem é exposta.

Com o objetivo de determinar os parâmetros mais adequados para a digitalização e exposição de radiografias intrabucais, **Attaelmanan, Borg, Gröndahl**[6], em 2000, realizaram estudo com seis grupos de dentes que foram removidos de duas mandíbulas maceradas e radiografados em filmes intrabucais. As radiografias foram digitalizadas, por um escaner Arcus II, em escala de cinza de 8 bits, nas resoluções de 200, 400 e 600 dpi. As imagens radiográficas foram obtidas uma segunda vez com os mesmos parâmetros, porém posicionadas no interior de uma máscara de material plástico opaco, para evitar contaminação da imagem com luz excessiva durante o processo de digitalização. Sete radiologistas avaliaram as imagens digitais obtidas, observando-as em uma tela em quatro diferentes configurações. Não foi permitido aos observadores a alteração da luminosidade da tela ou manipular as imagens. Cinco estruturas anatômicas foram selecionadas para representar a qualidade geral da imagem: junção amelo-dentinária, lâmina dura, crista alveolar e trabeculado ósseo. Cada observador foi orientado a graduar as imagens em uma escala de cinco níveis, onde “0” indicava muito ruim, e “4” muito bom. O uso de uma máscara determinou uma melhor distribuição dos tons de cinza das imagens digitais, pois os cantos arredondados dos filmes radiográficos geram regiões claras na imagem final, o que desloca as informações obtidas da radiografia para uma área ainda mais escura (região inferior do histograma). Quanto ao tamanho de tela, a maioria dos examinadores escolheu como as melhores resoluções na entrada de digitalização de 200 e 400 dpi. Na tela com menor configuração (640x480

pixels) a melhor resolução para os observadores foi de 200 dpi. Com o aumento no tamanho da tela, a resolução de 400 dpi foi considerada a melhor. Os resultados mostraram a importância desta associação, onde a maior resolução (600 dpi) gerou imagens consideradas muito grandes, não possibilitando a visualização total da imagem radiográfica.

O estudo de **Bóscolo**[8], no ano de 2001, teve como objetivo avaliar subjetivamente a qualidade de imagem de dois sistemas radiográficos digitais diretos por dispositivo de carga acoplada (CCD), de um sistema radiográfico digital direto utilizando um sistema de armazenamento fósforo, da radiografia digital indireta e do filme convencional E-speed. Foram analisados cinco objetos de estudo: três secções anatômicas de mandíbula ou maxila maceradas; uma escala de densidades de alumínio; e uma peça de alumínio com orifícios de diâmetro padronizados com diferentes profundidades. Estes objetos foram então radiografados com 50, 60 e 70 kVp e tempos de exposição de 0,08; 0,13; 0,2; 0,4 e 0,8s. As radiografias convencionais foram digitalizadas em um escaner HP 4C/T, com 8 bits, 600 dpi e em formato TIFF, totalizando 375 imagens. Seis avaliadores analisaram estas imagens utilizando uma escala de classificação de 0 a 4. Os resultados mostraram diferentes respostas entre os sistemas em análise, apontando o sistema de armazenamento de fósforo como o de melhor desempenho dentre os vários grupos de exposição empregados. Foi possível concluir que todos os sistemas estudados, excetuando o Sens-A-Ray, oferecem imagens de boa qualidade para o diagnóstico, desde que respeitadas suas latitudes.

Davidson, Johnston, Christian, Harnsberger[11], em 2001, compararam a qualidade das imagens digitalizadas em dois escâneres, um para

uso profissional (Lumisys Lumiscan 75) e outro para o usuário comum (Hewllet-Packard ScanJet 6100C/T), e duas câmeras fotográficas digitais, uma para uso profissional (Kodak Digital Science DSC420m) e outra para o usuário comum (Olympus Digital Camera 500-L). Para isso os autores aplicaram um teste subjetivo onde 10 imagens radiográficas, consideradas como uma amostra representativa da rotina de averiguação de imagens por radiografias e geradas em duas versões de cada imagem para cada um dos quatro aparelhos: uma sem alterações; e outra submetida a ajuste de histograma. Dez radiologistas examinaram as imagens obtidas, classificando cada imagem de acordo com uma escala de 0 (pior) a 10 (melhor). Foi aplicado um teste objetivo, onde um gabarito com regiões de diferentes intensidades dentro da escala de cinza, variando de 0% a 100%, em incrementos de 10%, foi transferido para um filme radiográfico convencional e então digitalizado por cada um dos quatro diferentes aparelhos. Foi aplicada uma função semilogaritimica em função da densidade óptica, para determinar o valor ideal de pixel. O pós-processamento das imagens melhorou a qualidade das imagens. Na comparação dos valores da escala de cinza com a curva de densidade óptica ideal, o escaner profissional demonstrou melhor correlação, exceto pela tendência de apresentar valores maiores (mais claros) nas regiões mais densas. Os autores concluíram que o escaner Hewllet-Packard ScanJet 6100C/T pode gerar imagens de qualidade similar à de periféricos mais caros e específicos, com melhor relação custo-benefício.

Ainda em 2001, **Gürdal, Hildebolt, Akdeniz**[23] avaliaram se variações nos dados de radiodensidade seriam decorrentes da compressão em formato Joint of Expert Group (JPEG) e pelo dos programas Image J, Image Tool e Digora. A radiografia obtida com uso de uma escala de alumínio foi obtida

utilizando-se um filme oclusal digitalizado. Antes da imagem ser salva, as coordenadas e o valor da escala de cinzas para cada pixel em uma área de 20x20 pixels próxima ao centro da imagem da porção mais fina da escala de alumínio foi anotada. Uma simulação de uma imagem radiográfica digital com valores da escala de cinza previamente determinados para cada pixel foi criada. Os dados digitais da radiografia digitalizada e da simulada foram salvas arquivos em formato TIFF e JPEG. Cada arquivo foi avaliado nos três programas. Os pesquisadores observaram que o programa Digora adicionou uma coluna de zeros aos dados do arquivo. Além disso, a compressão em JPEG apresentou variações potencialmente prejudiciais aos dados de radiodensidade. Os três programas realizaram a descompressão da imagem em JPEG de forma diferente.

Em 2002, **Fidler, Likar, Skaleric**[18] compararam o impacto das compressões em JPEG e do novo padrão JPEG2000 na subtração radiográfica digital, e determinaram uma taxa de compressão aceitável em JPEG2000 para uso neste processo. Para isto, nove secções de mandíbulas maceradas de suínos foram radiografadas em três momentos (inicial, sem alteração e após ganho), com projeção radiográfica padronizada. Foi simulado ganho ósseo por meio da colocação de osso particulado. As imagens foram então obtidas, comprimidas em JPEG e JPEG2000 em taxas de compressão de 1/7, 1/16, 1/22 e 1/31, e submetidas à subtração digital. Ás áreas que não sofreram alteração (sem alteração – inicial) e o ganho ósseo em volume (após ganho – inicial) foram calculados para ambos os padrões de compressão, e comparados posteriormente. A conclusão do trabalho é a de que em uma taxa de compressão de 1/7 houve similaridade no desempenho de ambos os padrões, e em taxas de compressão elevadas o JPEG2000 foi superior ao JPEG, mas as

distorções na imagem são altas para o uso confiável em subtração radiográfica digital.

Schule, Rosing, D`Hoedt[62], em 2002, compararam a qualidade visual do filme convencional e as respectivas imagens digitalizadas. Um simulador constituído por uma placa de alumínio contendo 100 áreas demarcadas, onde 90 possuíam cavidades, foi exposto sobre um filme panorâmico, em um aparelho Orthophos CD. Duas radiografias foram digitalizadas em escâneres de mesa, em 300 dpi. Tanto as radiografias quanto as imagens digitais foram avaliadas e classificadas por dois grupos de 50 examinadores, em relação à percepção das divisões. O filme convencional revelou uma sensibilidade significantemente maior, mas a diferença absoluta foi realmente pequena quando comparada com a da imagem digitalizada.

Siragussa, McDonnell[66], em 2002, analisaram o impacto da perda de informação resultante da compressão de uma radiografia digital indireta. Foram digitalizadas 14 radiografias com o uso de um escaner Agfa-Arcus II, com resolução de 300dpi, em escala de cinza de 8 bits (256 tons de cinza) e em formato TIFF. As imagens armazenadas foram comprimidas sem perda de informação utilizando o programa WinZip 8.0. As imagens foram então convertidas para o formato JPEG pelo programa Adobe Photoshop 5.0, havendo neste momento, compressão com perda de informações. Cada uma das imagens foi comprimida em um dos 11 diferentes níveis possíveis (10-0). Um perito procedeu à análise qualitativa. A análise quantitativa foi realizada por subtração digital com cada uma das imagens em formato JPEG, o que produziu uma nova imagem pelo uso do programa Adobe Photoshop 5.0. O histograma da escala de cinza de cada imagem foi submetido à análise

estatística, e as médias e desvios padrões foram determinados. Os resultados obtidos demonstraram que a compressão com perdas para extensão JPEG, seis vezes menor que o formato original TIFF, é viável para diagnóstico, pois garantem qualidade de imagem adequada.

Goga, Chandler, Love[21] publicaram em 2004 os resultados de um estudo que tinha como objetivo, comparar a qualidade das imagens digitalizadas em escâneres e máquinas fotográficas digitais, com as radiografias originais, na avaliação de limas endodônticas, lesões de cárie e lesões periapicais, e no estabelecimento do diagnóstico em imagens digitais. A qualidade da imagem obtida em uma câmera digital de baixo custo (Olympus Camedia 2500-L) também foi comparada com as obtidas com câmera fotográfica digital profissional (Nikon D1X) e um escaner de slides (Nikon Supercoolscan 4000 ED) e com radiografias convencionais. Quarenta radiografias foram dividas em quatro grupos: radiografias interproximais; lesões periapicais; periapicais de instrumentos endodônticos de vários calibres; e periapicais de instrumentos endodônticos de calibre 8, com a ponta em diferentes posições. As três versões digitais de cada radiografia, geradas por cada um dos aparelhos, foram apresentadas no programa PowerPoint, em tela cheia e fundo preto, a três examinadores. Não foi permitido aos examinadores alterar as características das imagens. Os autores concluíram que as radiografias convencionais apresentaram melhor qualidade para o diagnóstico que suas versões digitais obtidas pelas câmeras Nikon e Olympus e pelo escaner Nikon.

Em estudo publicado por **Kositbowornchai, Basiw, Promwang, Morangorh, Sooksuntisakoonchai**[41] (2004) os autores concluíram que a

aplicação de filtros em imagens digitais não resultou em alteração na acurácia no diagnóstico de cáries oclusais. Embora não tenha sido observado aumento na acurácia do diagnóstico destas lesões, também não foi observado prejuízo no diagnóstico. Foram mantidos níveis semelhantes para o desempenho diagnóstico após aplicação de filtros de nitidez e pseudocoloração, além do uso de zoom, quando comparados aos resultados das imagens digitais originais.

Segundo **Yoshiura, Okamura, Tokumori, Nakayama, Goto, Shimizu, et al.**[85] (2005) existe uma inter-relação entre a acurácia no diagnóstico e a percepção dos detalhes nas imagens com pouco contraste. Isso ocorre em radiografias convencionais e em imagens digitais. Desta forma, é imperativo que as imagens usadas para testes de diagnóstico de cáries proximais apresentem contraste que possibilite a melhor distinção de variações de radiopacidade, representada pela variação na escala dos níveis de cinza nas imagens digitais, presentes nas diferentes estruturas que esta imagem apresenta.

O objetivo do estudo de **Yoshiura, Nakayama, Shimizu, Goto, Chikui, Kawazu, et al.**[84], 2005, foi o de elucidar o efeito da compensação automática da imagem digital na acurácia do diagnóstico de cáries proximais, em imagens digitais obtidas em diferentes sistemas de radiografia digital direta, com as radiografias convencionais. As imagens foram obtidas pelos sistemas digitais Compuray, Dixel e Sens-A-Ray e com o filme Kodak Ektaspeed Plus, utilizando a técnica interproximal em 27 dentes. As radiografias foram obtidas com sete tempos de exposição diferentes. As imagens foram avaliadas por seis radiologistas. Dentre os sistemas digitais utilizados, o Dixel permite a compensação automática de exposição. Este recurso foi empregado a todas as

imagens obtidas. Durante a interpretação das imagens foi permitido aos observadores o ajuste nos níveis de brilho e contraste das imagens, após as imagens serem observadas sem ajuste.

Os autores constataram que a variação nos tempos de exposição teve pouca influência no diagnóstico para os filmes convencionais e uma influência significantemente maior para as imagens digitais. Entre os sistemas digitais utilizados, o efeito da variação de exposição foi menor naquele em que foi empregada a compensação automática de exposição (Dixel). Os autores observaram ainda, que não houve influência significante na acurácia no diagnóstico quando foi permitido o ajuste de brilho e contraste pelo avaliador.

Desta forma concluíram que a compensação automática de exposição aumenta a acurácia no diagnóstico para exposições inadequadas. Uma vez que compensa as pequenas variações nas exposições dos sistemas digitais com sensores intrabucais usados, a compensação automática de exposição é preferível para as aplicações em diagnóstico clínico.

Segundo **Güneri, Lomçali, Boyacioğlu, Kendir**[22], 2005, o ajuste do contraste em imagens digitais deve ser aplicado de forma cautelosa nos estudos de análise quantitativa. Os valores médios iniciais da escala de cinza inicial são facilmente recuperados após alterações de brilho. No entanto, alterações dos valores após ajuste de contraste determinam variações mais complexas na densidade. A originalidade dos dados iniciais é mantida após a alteração em até 50 unidades no contraste. Ultrapassado este limiar alterações significantes de radiodensidade são observadas.

Para **Fidler, Likar, Skaleric**[16]**,** (2006) o uso de imagens digitais comprimidas no formato JPEG é aceitável para o diagnóstico desde que

apresente qualidade suficiente, tanto na pesquisa, quanto na clínica, e que não estejam em desacordo com a legislação vigente quando usadas em clínicas. Contudo, a perda de informações é difícil de ser expressa e padronizada. A taxa de compressão provavelmente não é adequada para expressar esta perda na informação, pois depende do conteúdo da imagem. O nível de compressão também não parece ser adequado para estas comparações devido à falta de padronização entre os programas usados para compressão.

Prapayasatok, Janhom, Verochana, Pramojanee[55], em 2006, avaliaram a acurácia na detecção de cáries proximais em radiografias digitalizadas por câmeras fotográficas digitais em diferentes resoluções.

Foram digitalizadas radiografias periapicais de 25 molares e 50 pré-molares utilizando uma máquina fotográfica digital Sony Cyber-shot DSC-S75, em três diferentes resoluções: 640 x 480 pixels, 1280 x 960 pixels e 1600 x 1200 pixels. As 75 imagens digitais resultantes foram transferidas e abertas em um computador com uso do programa ACDSee. Uma cópia de cada radiografia foi gerada com uso do programa Microsoft PowerPoint. Cinco observadores avaliaram as imagens convencionais e digitalizadas, quanto à presença de cáries nas faces proximais, aplicando uma escala de cinco níveis para a presença de lesões e, quando as julgavam presentes, outra escala de quatro níveis quanto à profundidade destas lesões. A validação dos resultados foi realizada por observação em microscópio de secções transversais das coroas dos dentes radiografados. Depois de comparados os resultados indicados pelos avaliadores com o gold-standard adotado, foi determinada a curva ROC para cada grupo de imagens e para cada resolução, determinando a área sob esta curva (Az). Os resultados foram submetidos aos testes estatísticos de Friedman e Wilcoxon.

Os pesquisadores observaram que os filmes radiográficos apresentaram os maiores valores de Az. Somente as imagens digitalizadas na resolução de 1280 x 960 pixels não apresentaram diferença estatisticamente significante para os valores de Az quando comparadas às radiografias convencionais (p=0,28). As imagens digitais nas três resoluções, apresentadas em programa Microsoft PowerPoint, não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, tanto quando comparadas entre si e quanto comparadas aos filmes convencionais. Para a avaliação da profundidade das lesões de cárie, a resolução de 1280 x 960 pixels apresentou a menor diferença nos valores médios para lesões em esmalte se comparados os resultados obtidos aos das outras duas resoluções.

Os resultados obtidos neste estudo demonstraram que, para a digitalização de radiografias utilizando máquinas fotográficas digitais, não é necessário utilizar a maior resolução disponível na câmera para a elaboração do diagnóstico de cáries proximais. A resolução de 1280 x 960 pixels demonstrou acurácia compatível com a obtida em filmes radiográficos e é adequada para digitalização de radiografias para detecção de cáries.

2.2 – A radiografia digital na odontologia

Ao se observar o crescente número de artigos publicados sobre radiografia digital em odontologia, é possível vislumbrar quanto o assunto, em seus mais variados temas, tem despertado o interesse de pesquisadores e clínicos (Kantor[38], 2005).

Depois de uma consulta à literatura científica sobre o tema, identifica-se uma imensa gama de temas abordados: determinação de alguns

dos fatores que podem influenciar na formação da imagem radiográfica (Cederbeg, Frederiksen, Benson, Shulman[10], 1999; Attaelmanan, Borg, Gröndahl[6], 2000; Schule, Rosing, D`Hoedt[62], 2002); desempenho de diferentes técnicas e equipamentos (Shrout, Potter, Yurgalavage, Hildebolt, Vannier[63] 1993a, [64] 1993b; Kositbowornchai, Basiw, Promwang, Morangorn, Sooksuntisakoonchai[41], 2004; Rubira-Bullen[58], 2004; Otis, Sherman[51], 2005; Prapayasatok, Janhom, Verochana, Pramojanee[55], 2006; Wenzel, Haiter-Neto, Gotfredsen[74], 2007a); e, principalmente, comparação entre imagens digitais e radiografias convencionais (Hintze, Wenzel[29], 1995; Price, Ergul[56], 1997; Nair, Ludlow, May, Nair, Johson, Close[48], 2001; Wenzel, Haiter-Neto, Gotfredsen[75], 2007b).

Com o objetivo de comparar as propriedades sensitométricas e resolução de quatro sistemas radiográficos intrabucais, **Araki, Endo, Okano[5]**, em 2000, avaliaram três sistemas de CCD (RVG-4, CDR e Dixel) e um sistema de placa de fósforo (Digora). As propriedades sensitométricas foram determinadas pela medição dos níveis de cinza em tempos de exposições crescentes sem realizar nenhum ajuste na escala de cinzas. Foi construída a curva MTF usando imagens de 10 mm de largura levemente inclinadas aos eixos longo e curto dos detectores. Os sistemas que utilizam CCDs apresentaram uma relação linear entre exposição e nível na escala de cinza, embora tenha havido algumas diferenças na sensibilidade. No sistema RVG-4 a escala de cinza saturou a uma baixa exposição. O sistema Digora demonstrou uma relação logarítmica a uma exposição uniforme. Contudo, houve uma relação linear quando exposto abaixo da dose de calibração. O MTF foi o mais alto com o RVG-4 e o mais baixo com o Digora. Cada sistema apresenta suas próprias características: RVG-4

obteve a mais alta resolução e a menor latitude, enquanto o Digora apresentou a maior latitude, porém a menor resolução.

Abreu-Júnior, Mol, Ludlow[1], em 2001, compararam a performance no diagnóstico pelo sensor RVGui, um CCD de alta resolução, e o filme Kodak Ektaspeed Plus, em relação à detecção de cáries. Os três modos possíveis de aquisição de imagens pelo sensor RVGui foram aplicados para radiografar as superfícies proximais de 40 dentes, que foram avaliadas por seis examinadores. A presença de cárie foi classificada de acordo com uma escala de cinco níveis. A condição real de cada superfície em relação à cárie foi determinada por análise microscópica. Os resultados foram obtidos pela análise das curvas ROC, e a área sob estas curvas (Az) foram submetidas à análise de variância, onde não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, não havendo também diferença entre os observadores. A performance do sensor RVGui nos modos de alta ou baixa resolução para detecção de cáries proximais foi compatível com o do filme Ektaspeed Plus.

Também em 2001, **Capelloza**[9] realizou estudo comparativo entre radiografia convencional e digital indireta na interpretação e diagnóstico de algumas lesões de periápice. Para tanto, utilizou-se do escaner Genius Collor-Page-Vivid Pro II Film e o programa Adobe Photoshop 5.0. Foram selecionadas 25 radiografias, de maxila ou mandíbula, de boa qualidade. Cada radiografia foi avaliada duas vezes, em seções distintas, por 10 cirurgiões-dentistas. As radiografias foram então digitalizadas e duas novas interpretações para cada imagem foram feitas pelos mesmos observadores. Foram utilizadas as seguintes ferramentas do programa Adobe Photoshop 5.0 no pós-processamento das imagens: imagem invertida, imagem em relevo, brilho,

contraste e zoom. Para a análise estatística foram utilizados o teste de Wilcoxon e o índice de concordância Kappa, os quais não demonstraram diferença estatisticamente significante entre a imagem convencional e a digitalizada na interpretação das imagens das lesões do periápice. Foi possível concluir que os resultados obtidos neste estudo não demonstraram maior acerto no diagnóstico final das lesões avaliadas, embora os recursos oferecidos pelo programa tenham melhorado a interpretação das lesões na opinião da maioria dos examinadores e, por isso, podem auxiliar na elaboração do diagnóstico.

2.3 – A radiografia digital no diagnóstico de cárie

Com o passar do tempo, a definição de cárie deixou a de doença focada na lesão e passou a se concentrar no processo dinâmico de desequilíbrio que leva à perda de mineral. Dessa forma, pode-se entender cárie como a doença decorrente da perda de mineral, levando à lesão de cárie, que é o resultado desta doença. A lesão de cárie acontece de forma evolutiva e gradual, partindo de estágios subclínicos e chegando à formação de cavidades que podem atingir a polpa dentária. Partindo deste pressuposto e tendo em mente que o processo de formação da lesão cariosa é dinâmico, alternando-se em desmineralização e remineralização, é compreensível a dúvida de qual o limiar em que se pode denominar uma “lesão de cárie” (Huysman, Longbottom[30], 2004).

Ao buscar na literatura dados sobre os diferentes métodos utilizados no diagnóstico da cárie dentária, como a avaliação clínica, com ou sem separação temporária dos dentes, transluminação por fibra óptica (FOTI),

dispersão da luz pelo monitor óptico de cáries, fluorescência, uso de corantes, detectores elétricos, ultra-sonografia, radiografia convencional, xerorradiografia e a imagem radiográfica digitalizada, é possível concluir que não existe um único exame capaz de diagnosticar todos os tipos de cáries em todos os dentes, e nenhum método se correlaciona perfeitamente com a profundidade real da lesão. Vários métodos devem ser associados com o objetivo de se obter o máximo de informação diagnóstica, considerando-se as vantagens e desvantagens de cada um (Hintze, Wenzel, Larsen[28], 1995; Silva, Tavano, 1996[65]; Bader, Shugars, Bonito[7], 2001; Wenzel[80], 2004).

Ohki, Okano, Nakamura[50], em 1994, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a influência do processo de digitalização e visualização na acurácia do diagnóstico de cáries proximais. Pré-molares extraídos foram radiografados em projeção semelhante a uma radiografia interproximal e processados de forma padronizada. Os dentes foram seccionados para a confirmação do diagnóstico de cárie, onde foi constatado um total de 30 superfícies sadias, 11 com lesão cariosa limitada a porção superficial de esmalte, 13 com lesão na metade mais profunda do esmalte e 10 com lesão atingindo dentina, num total de 64 superfícies. Foram utilizados três diferentes periféricos na digitalização das radiografias convencionais: um escaner a laser; um escaner para slides; e uma câmera digital de vídeo. Para a visualização das imagens digitais foram usados três diferentes monitores. Os autores promoveram 10 combinações diferentes variando o periférico que gerou a cópia digital da radiografia, ajustes durante a digitalização e o monitor. As imagens digitais e as radiografias convencionais foram apresentadas de forma aleatória a 10 dentistas, os quais classificavam cada superfície de acordo com

uma escala de cinco níveis. Após a análise dos resultados os autores puderam concluir que o escaner de slides apresentou uma melhor acurácia no diagnóstico quando comparado ao escaner digital e à câmera de vídeo, embora não tenha havido diferença estatisticamente significante entre a câmera de vídeo e os escâneres. Concluíram ainda que os monitores usados apresentaram resultados plenamente satisfatórios para a utilização no processo diagnóstico, e que periféricos de digitalização e monitores altamente sensíveis não são necessários quando a finalidade é o diagnóstico em imagens digitais como substitutas dos filmes convencionais.

Os objetivos propostos no estudo de **Price, Ergul**[56], em 1997, incluíram a comparação da acurácia no diagnóstico do filme radiográfico Ektaspeed Plus com a obtida pelo sistema radiográfico digital direto Sens-A-Ray, utilizando um modelo de cáries proximais, estudar o efeito de um meio de dispersão e o de comparar a interpretação das imagens por cirurgiões-dentistas à interpretação feita por estudantes de odontologia. Vinte dentes posteriores, com 10 superfícies sadias, 15 cariadas e outras 15 superfícies onde foram preparadas lesões artificiais de cáries, foram usados. Sete cirurgiões-dentistas e sete estudantes de odontologia avaliaram a presença de cárie, classificando-as numa escala de cinco níveis. Os resultados demonstraram que não houve diferença significante na acurácia do diagnóstico obtida por cirurgiões-dentistas e por estudantes, nem quando houve a interposição de uma camada de 20mm de água como meio de dispersão. As imagens obtidas com exposições menores apresentaram acurácia insatisfatória de diagnóstico estatisticamente significante, porém, imagens obtidas com exposições mais escuras não apresentaram diferenças significantes. A análise ROC demonstrou diferenças significantes entre filme convencional e o sistema Sens-A-Ray, e

entre as cáries naturais e artificiais, porém com menor magnitude. O filme apresentou qualidade de imagem superior ao Sens-A-Ray na observação de cáries. Os efeitos do meio de dispersão foram insignificantes. Estudantes apresentaram interpretação de superfícies sadias menos confiáveis, mas com desempenho semelhante na interpretação de superfícies cariadas, tanto naturais quanto artificiais.

Em 1998, **Kang, Goldsmith, Farman**[37] avaliaram a habilidade de cirurgiões-dentistas em diferenciar defeitos criados mecanicamente de lesões naturais de cáries em superfícies proximais, utilizando imagens digitais diretas. Cinqüenta de dois dentes molares e pré-molares extraídos foram montados em blocos, simulando a técnica interproximal foram obtidas no sistema digital Digora. Dezesseis cáries naturais e 28 lesões artificialmente preparadas estavam presentes nas 80 superfícies proximais avaliadas. Um grupo de 16 cirurgiões-dentistas avaliou as lesões proximais nas imagens digitais sem ajustes e, um mês após, nas mesmas imagens com ajuste de contraste. Outro grupo de 16 cirurgiões-dentistas foi submetido ao procedimento inverso. As imagens obtidas no sistema Digora apresentaram pequena diferença entre a detecção de lesões artificiais e naturais em imagens sem ajuste de contraste, mas os defeitos mecânicos foram mais prontamente detectados quando aplicado o ajuste de contraste. A profundidade das lesões influenciou a probabilidade de diagnóstico da lesão, as lesões mais profundas foram detectadas mais rapidamente que as lesões superficiais, tanto para as lesões naturais de cárie quanto para as artificiais. De forma geral a detecção de cáries naturais foi marcadamente mais constante que os defeitos mecanicamente criados.

Wenzel, Hintze[76], em 1999, avaliaram o efeito da escolha do "gold standard" no resultado do diagnóstico de cáries proximais em radiografias digitais originais e comprimidas. As imagens de 116 dentes extraídos foram obtidas no sistema Digora. Estas imagens foram armazenadas em formato TIFF, constituindo o grupo de imagens originais. A partir destas imagens foram geradas versões comprimidas em formato JPEG, nas taxas de compressão de 1/20 e 1/33. Cinco radiologistas avaliaram as imagens quanto à presença de cáries proximais, classificando-as segundo uma escala de cinco níveis. A validação foi feita por meio de estereomicroscopia ("gold standard" real). Foram então determinados o pior e o melhor desempenho por meio da análise ROC. Os resultados destes foram usados como os segundo e terceiros "gold standards" gsp e gsm, respectivamente, para os demais examinadores. As médias de Az dos três observadores para os três tipos de imagem foram calculadas de acordo com estes novos "gold standards". As diferenças entre as áreas das curvas ROC (Az) quando usados o microscópio, gsp e gsm foram comparadas. A média de Az na imagem original foi 0,66, 0,74 e 0,91 usando o "gold standard" real, gsm e gsp respectivamente. A diferença entre o "gold standard" real e o gsp foi estatisticamente significante. A média de Az usando o "gold standard" real diminuiu com o aumento da compressão, enquanto ela se manteve constante ou aumentou para gsm e gsp, respectivamente. A acurácia no diagnóstico de cáries proximais foi significantemente maior quando um observador foi adotado como "gold standard" do que quando o "gold standard" foi obtido por microscopia. Paradoxalmente, as imagens comprimidas apresentaram maior acurácia que as originais quando um observador foi o "gold standard", porém menor acurácia para o "gold standard" obtido por microscopia. Os autores concluíram que os resultados

obtidos usando observadores como “gold standard”s para validação de cáries pode ser enganoso para o clínico.

Janhom, Van Der Stelt, Van Ginkel[33], 2000, em um estudo para determinar a interação entre ruído na imagem e o tamanho de arquivo, avaliaram a acurácia do diagnóstico de cáries. Foram realizadas 59 radiografias interproximais simultaneamente com o filme Ektaspeed Plus, sem a folha de alumínio, com o sensor do sistema Digora. Às imagens digitais originais foram adicionados três níveis de ruído Gaussiano, e posteriormente convertidas para o formato comprimido JPEG 53. Sete observadores avaliaram as imagens digitais e classificaram as lesões cariosas de acordo com uma escala de cinco níveis. O formato JPEG 27 e JPEG 53 reduziram o tamanho do arquivo a 7% e 4,6%, respectivamente. A análise da curva ROC não demonstrou diferença estatisticamente significante entre os níveis de compressão (original, JEPG 27 e JEPG 53) ao mesmo nível de ruído. Contudo o teste MANOVA demonstrou que para estimativa de profundidade de lesões em esmalte, JEPG 53 resultou em mais erros dos observadores. Os autores concluíram que os formatos JEPG 53 e JEPG 27 podem minimizar alguns dos efeitos adversos do ruído nas imagens por remover as freqüências espaciais mais altas. O formato JEPG 53, que resulta em uma taxa de compressão de 1:21, não compromete o diagnóstico de uma forma geral, mas pode afetar a habilidade de detecção de lesões em esmalte.

Torriani, Gonçalves, Vieira[69], 2000, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar as decisões no tratamento restaurador de superfícies oclusais, sem cavitação, baseadas nos aspectos clínicos e das imagens convencionais e digitalizadas. Foram examinados, 33 sítios em superfícies

oclusais de 30 molares permanentes extraídos, com e sem pigmentação. O plano de tratamento para cada região foi realizado por cinco cirurgiões-dentistas, professores universitários, utilizando dois tipos de exames: exame visual de fotografias e interpretação de radiografias interproximais convencionais (IV + RXC); e exame visual de fotografias e imagens digitalizadas (IV + Digora). O padrão de validação foi o aspecto histológico. A sensibilidade em determinar a não-necessidade de tratamento restaurador foi, em média, tanto para a IV + RXC quanto para a IV + Digora, de 0,23. A especificidade foi, em média, de 0,83 e 0,86, para a IV + RXC e IV + Digora, respectivamente. Quando comparados os planos de tratamento intra-examinadores, os autores não encontraram diferenças estatisticamente significantes ao nível de 5%. Os autores concluíram que as imagens convencionais e digitalizadas, não demonstraram diferenças na efetividade da determinação do plano de tratamento de superfícies oclusais sem cavitação.

Em 2000, **Tovo, Vono, Tavano**[70] realizaram um estudo que comparou o desempenho diagnóstico dos filmes Agfa M2 e Ektaspeed Plus e do sistema digital Digora. A amostra foi composta por 37 molares decíduos, radiografados com 50, 70 e 90 kV. As imagens de 41 superfícies proximais foram avaliadas sob condições padronizadas. Cinco recursos de edição de imagem (magnificações de 0,5x, 1x, 2x, inversão da imagem e 3D), disponíveis no programa do sistema digital, foram utilizados. Após a secção dos dentes os autores realizaram a validação em estereomicroscopia. A especificidade dos filmes revelou valores comparáveis. O diagnóstico verdadeiro-positivo foi maior ao utilizarem a inversão da imagem. As acurácias médias do sistema digital Digora resultaram em valores aproximados. O método digital foi mais sensível que o radiográfico convencional, porém, estes foram mais específicos. A

acurácia média do sistema digital suplantou a dos filmes. Excetuando-se o Ektaspeed Plus, com 50 kV, os filmes não alcançaram os valores de concordância apresentados pelo teste Kappa demonstrados pelo sistema digital Digora. Devido aos resultados observados, o sistema digital demonstrou-se comparável ao método radiográfico convencional, no diagnóstico de lesões de cárie dentinária em superfícies proximais de molares decíduos.

Foi realizada uma revisão sistemática da literatura por **Bader, Shugars, Bonito**[7], no ano de 2001, para discutir três questões relacionadas ao diagnóstico e conduta da cárie dentária: a performance (especificidade, sensibilidade) dos métodos de diagnóstico disponíveis; a eficácia da abordagem de tratamento de lesões iniciais; e a eficácia de métodos preventivos para indivíduos com alto risco de cárie. Foram avaliados 1328 estudos relacionados ao diagnóstico de cárie e 1435 sobre tratamento das lesões de cárie, mas apenas 39 estudos sobre diagnóstico e 27 sobre o tratamento foram incluídos neste estudo. Os estudos relacionados ao diagnóstico de cáries proximais foram considerados de "fraca relevância nas evidências" por conta da qualidade dos estudos avaliados. Os autores observaram ainda que a especificidade do método diagnóstico foi maior que a sensibilidade, na maioria dos estudos. Desta forma, existe maior chance de um diagnóstico falso negativo que falso positivo durante o exame. As evidências sugerem, de forma não conclusiva, que alguns métodos radiográficos digitais podem oferecer pequenos ganhos em sensibilidade, quando comparados às técnicas convencionais, tanto para lesões oclusais quanto proximais.

Ainda em 2001, **Haak, Wicht, Noack**[25] publicaram um estudo com objetivo de avaliar a acurácia das decisões de tratamento para superfícies

proximais. Dez observadores avaliaram 84 superfícies em radiografias interproximais, classificando-as de acordo com a necessidade de tratamento de acordo com uma escala de seis níveis. As radiografias foram realizadas com o filme convencional Ektaspeed Plus e a imagem digital obtida no sistema radiográfico digital em placa de fósforo Digora e o sistema digital utilizando o CCD Dexis. Adicionalmente, o programa Dexis foi usado para aplicar um filtro de melhoria de contraste (Dexis*). O parâmetro para indicação de tratamento restaurador foi definido pela presença de cavitação macroscópica. A análise ROC não demonstrou diferença significante entre os grupos. As probabilidades para resultados positivos foram: 5,29 (Ektaspeed Plus), 8,14 (Digora), 9,67(Dexis) e 11,37(Dexis*). Foi demonstrado por este estudo que a acurácia das decisões de tratamento baseadas em sistemas digitais e convencionais foram comparáveis. Os sistemas digitais demonstraram uma maior tendência de decisão verdadeiro-positivo.

Com o objetivo de determinar a resolução apropriada para a digitalização de radiografias interproximais na detecção de cáries proximais, **Janhom, Van Ginkel, Van Amerongen, Van Der Estelt**[34], 2001, realizaram um estudo com 52 pré-molares e 48 molares montados em 15 blocos, totalizando 200 superfícies proximais. Estes blocos foram radiografados de forma convencional com o filme Ektaspeed Plus, simulando a técnica interproximal. As 15 radiografias obtidas foram então digitalizadas com o uso de um escaner de mesa Agfa DuoScan T1200, com 8 bits e em três diferentes resoluções: 150, 300 e 600 dpi. Dez examinadores classificaram a presença de cárie de acordo com uma escala de cinco níveis. Quando determinada a presença de lesão cariosa, os avaliadores aplicavam uma segunda escala com três níveis. Os resultados foram comparados com os resultados obtidos no exame histológico.

A profundidade da lesão apresentou um efeito significante no grau de confiança do reconhecimento da lesão. O efeito da resolução e da interação da resolução e profundidade da lesão foram significantes. Os autores concluíram que quando uma radiografia interproximal é digitalizada em um escaner de mesa com resolução de 300 dpi os resultados são favoráveis, pois a esta resolução o tamanho do arquivo é manuseável sem perda significante de informações necessárias para o diagnóstico de cáries.

Também em 2001, **Nair, Nair**[49] comparam a eficácia no diagnóstico dos filmes Kodak Insight, Ektaspeed Plus com as imagens obtidas em um sensor digital CMOS-APS, na avaliação de cáries em 92 superfícies proximais de dentes extraídos, dos quais 51 apresentavam cáries. O "gold standard" obtido com o exame histológico. Oito observadores avaliaram as radiografias e classificaram de acordo com uma escala de cinco níveis. Os resultados foram avaliados por análise ROC. Houve diferenças significantes em relação à profundidade das cáries e observador. Os resultados sugerem que nenhuma das modalidades radiográficas estudadas diferiu na detecção de superfícies cariadas, e o filme Insight, usado com 20% menos radiação que o Ektaspeed Plus, foi tão bom quanto os outros dois meios neste estudo.

Nair, Ludlow, May, Nair, Johson, Close[48], ainda em 2001, publicaram estudo que comparou a acurácia no diagnóstico de radiografias interproximais para detecção de lesões artificiais de cáries recorrentes, nos filme Ektaspeed Plus, sistema com sensor CCD, sistema com sensor de placa de fósforo e imagens de sistema de placa de fósforo com ajustes de brilho e contraste. Vinte e quatro dentes posteriores extraídos, com preparos MOD para inlay, foram montador em blocos para simular a dentição normal. Lesões foram criadas nas

caixas proximais com uso de brocas de diferentes calibres, preenchidas com cera e gesso, e os preparos restaurados com amálgama ou resina. As imagens obtidas com placa de fósforo produziram piores performances comparadas com as outras modalidades, enquanto as imagens do CCD não apresentaram diferença em relação às imagens alteradas da placa de fósforo. Lesões sob restauração de resina radiopaca foram mais fáceis de identificar, seguidas pelas sob amálgama e resina radiolúcida, por modalidade de imagem e localização da lesão. Ajuste de brilho e contraste em imagens digitais proporcionam melhor detecção, e uma performance comparável a de filmes convencionais na detecção de lesões artificiais de cáries.

Tavano, Capelozza, Tosoni, Silva[68], 2001, realizaram um estudo com o objetivo de comparar imagens radiográficas convencionais e digitais com o exame clínico para o diagnóstico de cáries. Foram utilizados dezesseis dentes humanos posteriores extraídos, montados em modelos de maxila e mandíbula em silicone, simulando as condições radiográficas de uma boca. Radiografias interproximais foram realizadas com os filmes Ektaspeed Plus (EP-21) e Ultraspeed (DF-58), processados em processadora automática, e com a placa óptica do Digora. As imagens obtidas foram analisadas por três radiologistas experientes, independentemente. As radiografias digitais obtidas com o Digora foram analisadas no seu tamanho original (1x), comprimido (0,5x), ampliado (2x), negativo e com efeito tridimensional. Cada superfície dentária foi classificada pela presença de imagem radiotransparente (escore 1) ou ausência de imagem radiotransparente (escore 0). O número de alterações da imagem obtido foi comparado ao dos dentes onde observaram a higidez, presença de cavitação ou de mancha branca em cada superfície. O exame clínico revelou 17 lesões cavitadas e 20 lesões de mancha branca. Os filmes EP-21 e DF-58

mostraram 57,1% e 71,4% das lesões cavitadas, respectivamente, e o Digora mostrou 100% das lesões cavitadas. A imagem digital mostrou o maior número de áreas radiotransparentes em comparação aos outros receptores de imagem usados, sendo a forma de manipulação em negativo a que melhor evidenciou as alterações de manipulação presentes, inclusive áreas clinicamente diagnosticadas como manchas brancas.

Haak[24], em 2002, determinaram a influência da iluminação do ambiente na percepção da escala de cinzas usando um monitor de tubo de raios catódicos e outro TFT. Um monitor de tubo de raios catódicos (Nokia XS 446) e outro de cristal líquido (Panasonic LC 50S) foram usados em uma sala com luminosidade reduzida e em condições de luminosidade recomendadas para um consultório odontológico. Vinte e sete avaliadores examinaram duas vezes uma versão modificada do teste da SMPTE para escala de cinzas. As diferenças de contrastes correspondentes estavam alocadas em quatro faixas de níveis de cinzas. A detecção das diferenças na intensidade monocromática foi significantemente mais rápida em luz reduzida. Quando utilizada a luminosidade total na sala de observação, o monitor de cristal líquido foi superior quando comparado ao de tubo de raios catódicos nas faixas intermediárias (II e III), embora não tenha havido diferenças entre a faixa mais baixa (I) e a mais alta (IV). Deste modo concluiu-se que a luminosidade de fundo dificulta a percepção dos níveis de cinza em monitores de computador e que, neste estudo, o monitor de cristal líquido foi associado à percepção precoce de alterações na escala de cinzas.

Em 2002, **Hintze, Wenzel**[29] avaliaram a influencia do método de validação na acurácia do diagnóstico e na comparação relativa de oito sistemas

radiográficos na detecção de cáries. Trezentas e trinta e oito superfícies proximais e 145 oclusais foram radiografadas em condições padronizadas, por seis sistemas radiográficos de sensores CCD (MPDx, Dixi, Sidexis, RVG, novo RVG e Visualix) e dois filmes convencionais (Ektaspeed Plus e Insight). Quatro observadores avaliaram as superfícies proximais e oclusais, e classificaram-nas quanto a carie, segundo uma escala de cinco níveis. A presença de cárie foi avaliada nos aspectos histológicos e radiográficos, e os resultados analisados por curvas ROC. Tanto para as superfícies oclusais quanto para as proximais, as médias das áreas das curvas ROC (Az) dos oito sistemas foram significantemente maiores para a validação radiográfica que para a histológica. Pelo método histológico, o sistema Dixi e o filme Ektaspeed Plus não foram significantemente diferentes, mas o sistema Dixi foi significantemente mais acurado que os demais sistemas e que o filme Insight. Pela validação radiográfica de cáries proximais, Ektaspeed Plus foi significantemente mais acurado que Dixi, e este mais acurado que MPDx, RVG, novo RVG e Visualix. Variações correspondentes foram observadas para as cáries oclusais. Pela validação histológica o sistema MPDx foi significantemente menos acurado que Dixi, Sidexis, Ektaspeed Plus e insight. Pela validação radiográfica, MPDx também foi significantemente menos acurado que RVG e novo RVG. A Az obtida pela validação radiográfica foi significantemente maior que a Az obtida pela validação histológica. Desta forma, a comparação da eficácia no diagnóstico de cáries é fortemente influenciada pelo método de validação.

Em 2002, **Janhom, Van Der Stelt, Sanderink**[35] compararam o efeito de dois algoritmos de compressão (JPEG e Wavelet) na detecção de cáries de radiografias digitalizadas. Utilizou-se de 15 radiografias interproximais realizadas com 100 dentes posteriores montados em blocos e radiografados

com filme Ektaspeed Plus. As imagens digitais foram obtidas por um escaner de mesa Agfa DuoScan T1200, em 8 bits e com resolução de 300 dpi e comprimidas na proporção de 9:1 pelos métodos JPEG e Wavelet pelos programas Leadtools e ViewMed, respectivamente. A presença de cárie foi avaliada por nove observadores que classificaram esta presença segundo uma escala de cinco níveis. A profundidade real da lesão foi determinada por exame histológico. Os dados foram avaliados pelo teste ANOVA. A compressão em JPEG apresentou um desempenho significantemente pior que o da imagem original ou comprimida pelo algoritmo em Wavelet para a detecção de lesões dentinárias. No entanto, não houve diferença estatisticamente significante na detecção de superfícies saudáveis, lesões em esmalte ou externamente à junção amelo-dentinária entre as imagens em JPEG e as demais. Não houve diferença significante entre as imagens em Wavelet e as originais, para nenhuma das profundidades estudadas. Portanto, para o modelo aplicado neste estudo, a compressão em Wavelet é uma escolha melhor que a compressão em JPEG na taxa de compressão estudada.

O objetivo do estudo de **Wenzel**[81], 2002, foi comparar a acurácia no diagnóstico de cáries de um programa desenvolvido para esta finalidade à dos observadores humanos. Um total de 190 dentes extraídos foi radiografado com dois sensores do sistema digital Trophy RadioVisioGraphy (RVG). Quatro observadores avaliaram as superfícies proximais em todas as imagens, de acordo com uma escala de severidade da doença. Então, cada observador usou o sistema Logicon Caries Detector (LCD) para avaliar a presença de cárie e anotaram o resultado. Para determinar a presença ou ausência de lesões de cárie, foi feita a validação por exame histológico. Sensibilidade, especificidade e valores predictivos positivo e negativo foram calculados e as diferenças entre

os métodos diagnósticos testados. A especificidade dos resultados do LCD foi significantemente inferior para três examinadores quando comparados com os resultados deles próprios para a avaliação das imagens do RVG e, correspondentemente, os valores predictivos positivos foram inferiores para os resultados do LCD para três examinadores. A sensibilidade foi inferior para dois examinadores para o diagnóstico de cárie em dentina. Os autores concluíram que a acurácia na detecção automática de cáries proximais com o uso do programa foi inferior àquela dos observadores humanos.

Haak[27], no ano de 2003, avaliaram a validade na detecção de cáries proximais em radiografias interproximais digitais visualizadas, com diferentes tamanhos, em um monitor de tubo de raios catódicos e outro de matriz ativa. O estudo foi realizado com dentes extraídos, radiografados pelo sistema radiográfico Sidexis. A visualização foi feita nas proporções de 1:1 (tamanho original), 1:2 (metade do tamanho) e 1:7 (um sétimo do tamanho original) e os dentes classificados de acordo com uma escala de cinco níveis. Os resultados mostraram que o tipo de monitor não apresentou influência no diagnóstico de cárie, e que proporções de observação de 1:1 e 1:2 resultaram em maior validade diagnóstica que na proporção de 1:7.

Jacobsen[32], em 2004, compararam a acurácia da medida da profundidade de lesões cariosas em imagens de quatro sistemas digitais. Sessenta e quatro lesões visíveis nas imagens digitalizadas foram selecionadas e medidas por quatro avaliadores, que verificaram também fotografias digitais das secções histológicas dos dentes. Os resultados indicaram que as imagens obtidas com os sistemas Dixi e Digora foram mais precisas que as obtidas com os sistemas Sidexis e DenOptix para a mensuração da profundidade de lesões

cariosas. Os autores concluíram que existe uma grande probabilidade de que a determinação isolada de lesões de cárie pode ser sub ou superestimada, quando comparada com a profundidade da lesão verdadeira.

Com o objetivo de determinar a influência da inversão da escala de cinzas de imagens digitais na detecção de cáries proximais, **Haak, Wicht**[26], em 2005, realizaram estudo onde cinco observadores avaliaram as radiografias interproximais digitais (Sidexis) de 320 superfícies proximais de dentes posteriores extraídos e montados em 20 modelos, usando uma escala de seis categorias. As imagens foram interpretadas nos modos normal (N) e invertido (I), em diferentes tamanhos (proporções de 1:1, 1:2 e 1:7) em um monitor de tubo de raios catódicos (Nokia 446 XS) e um monitor de matriz ativa (Panasonic). A validação foi feita por meio de medição histológica da profundidade da lesão. Foram determinadas as curvas ROC e suas respectivas áreas (Az), calculadas para dois critérios histológicos: presença de cáries e presença de lesões em dentina. Os fatores “exibição do inverso”, “tamanho da imagem na tela”, “tipo de tela” e “profundidade de lesão” foram analisados pelo teste ANOVA. A inversão da imagem influenciou significantemente a validade do diagnóstico, mas acurácia reduzida foi observada para o menor tamanho de exibição. Ao limiar “cárie em dentina” a detecção de cáries proximais foi prejudicada quando usada a inversão de escala de cinzas. A inversão da escala de cinzas não melhorou a detecção de cáries proximais, e prejudicou a observação de cáries em dentina.

Em 2006 **Kimmes, Saini, Carroll**[39] publicaram estudo onde avaliaram a concordância intra e interexeminadores no diagnóstico de cáries proximais em radiografias interproximais convencionais e digitalizadas. Utilizaram 200

radiografias interproximais obtidas de 50 alunos de odontologia. As radiografias foram digitalizadas com uso de um escaner de mesa Epson Expression, com resoluções de 150 e 300 dpi. As radiografias convencionais e as imagens digitalizadas, expostas com uso de um monitor CRT de 17 polegadas, foram avaliadas por três examinadores, em ordem aleatória, em duas sessões de avaliação. O nível de concordância foi determinado pelo coeficiente Kappa.

Os autores concluíram que a concordância intra e interexeminadores foram de moderada a boa, tanto para as radiografias convencionais, quanto para as imagens digitalizadas em ambas as resoluções.

Akdeniz, Gröndahl, Magnusson[2] (2007) conduziram um estudo com o objetivo de comparar a acurácia na determinação da profundidade de lesões de cáries, com uso de tomografia computadorizada de feixe cônico, sistema de radiografia direta com sensor de fósforo e radiografia convencional.

Foram realizadas as radiografias de 14 dentes posteriores extraídos, posicionados nos alvéolos de uma mandíbula seca, com o sistema Digora e filmes radiográficos Kodak Insight, e exame tomográfico com o sistema Accu-I-Tomo. Dois examinadores determinaram a profundidade das lesões de cárie em 41 superfícies proximais de cada modalidade de exame. Os dentes foram então seccionados e a profundidade real da lesão determinada por observação ao microscópio. Os resultados das avaliações foram submetidos ao teste de correlação de Pearson, a comparação entre os tipos de exame realizados pelo ANOVA e a comparação pareada pelo teste t de Bonferroni.

A correlação as medidas realizadas por ambos os examinadores foi de 0,977 para a radiografia convencional, 0,997 para as radiografias digitais e 0,998 para as imagens tomográficas.

Concluíram, assim, que a técnica de tomografia computadorizada de feixe cônico parece ser uma ferramenta promissora para o diagnóstico e monitoramento de lesões de cárie em superfícies proximais.

3 Proposição

3 – PROPOSIÇÃO

Este estudo teve como objetivo:

- Avaliar a influência no diagnóstico de cáries proximais dos diferentes:
  - Equipamentos usados para a digitalização de imagens;
  - Formatos das imagens digitais visualizadas;
- Comparar a visualização de cáries proximais e das profundidades das lesões observadas entre a radiografia convencional e a digital indireta.

4 Material e métodos

4 – MATERIAL E MÉTODOS

4.1 – Seleção da amostra

Este trabalho foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP, e aprovado sob protocolo de número 99/2004 (Anexo I). Os dentes que fizeram parte da amostra foram doados por indivíduos após a assinatura de um termo de doação, de acordo com as normas da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Foram selecionados 56 dentes posteriores, e adotados os seguintes critérios de exclusão:

- Dentes que possuíssem restaurações em qualquer face;
- Dentes que apresentassem sinais de cáries oclusais e/ou radiculares;
- Dentes que tivessem sofrido desgaste excessivo durante a exodontia;
- Dentes que apresentassem sinais de fratura da porção coronal.

Foram adotados os seguintes critérios de inclusão:

- Dentes com características anatômicas satisfatórias;
- Dentes hígidos ou com lesões compatíveis com cárie, à inspeção visual direta.

Foram considerados como lesões de cáries os dentes com os seguintes sinais: manchas brancas; manchas acastanhadas; dentes com cavidades pequenas, com até de 1mm de diâmetro (Figura 1).

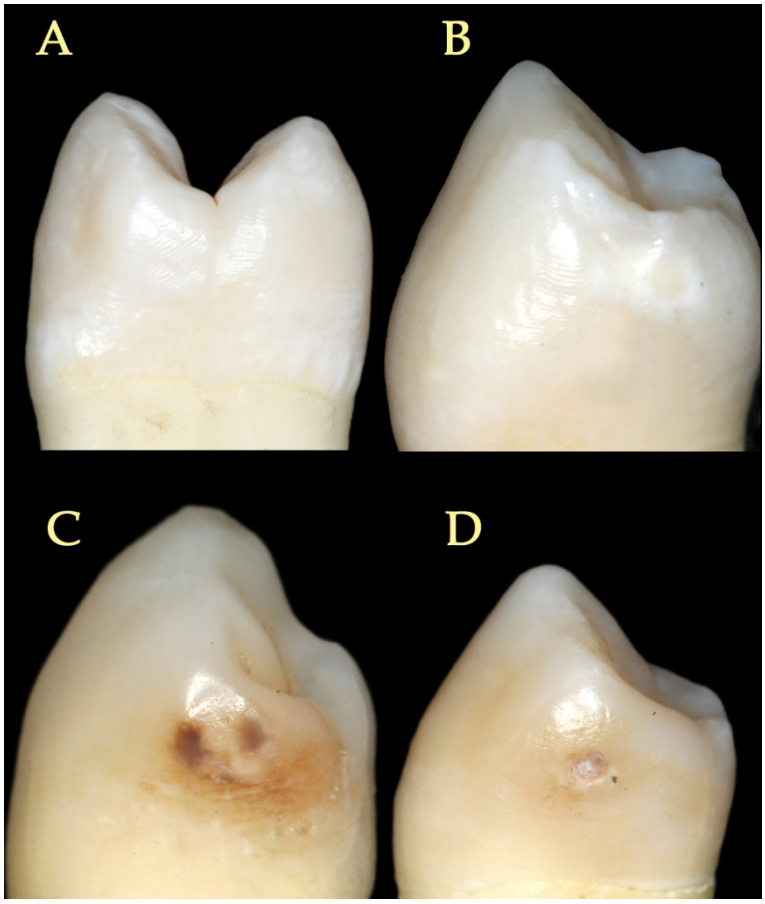


Figura 1 – Características dos dentes selecionados para o estudo: hígido (A); mancha branca (B); mancha acastanhada (C); e cavidade pequena (D).

Após extraídos, os dentes permaneceram em solução tamponada de formol a 10% para que fossem desinfectados, durante um período mínimo de 14 dias. Após a desinfecção, foi realizada a remoção de restos de tecido do periodonto com o uso de uma cureta, e a coroa limpa com uso de escova de Robson em contra-ângulo e pedra-pomes.

4.1.2 – Confecção dos modelos

Para simular o aspecto radiográfico do espaço do ligamento periodontal, as raízes dos dentes foram recobertas por uma camada de cera previamente à montagem destes dentes em modelos de cera (Figura 2).

Figura 2 – Dente com raiz recoberta por uma camada de cera.

Os modelos de cera (Figura 3) contendo os dentes foram moldados com a silicona de condensação Zetalabor, e o modelo de cera removido, obtendo-se um molde com os dentes (Figura 4).

Figura 3 – Modelo de cera com os dentes posicionados.

Figura 4 – Molde após removido o modelo de cera.

No molde foi então envasado gesso pedra, misturado com arroz triturado em igual proporção de volume. Este material permite a simulação do trabeculado ósseo, de acordo com estudo experimental prévio realizado pelo autor (Freitas, Xavier, Capelozza[20], 2006). Após a presa do gesso, os modelos foram limpos e receberam acabamento, removendo-se também gesso, material de moldagem ou qualquer outro material que estivesse presente no espaço interproximal dos dentes (Figura 5).

Figura 5 – Modelo de estudo obtido.

4.2 – Aquisição das radiografias

Radiografias interproximais dos modelos foram obtidas posicionando-os de forma a simular a anatomia normal da boca, em um suporte desenvolvido especificamente para este estudo. Este suporte, confeccionado em acrílico, é composto por um tubo articulado preso a uma base, que permite padronizar a inclinação de 8° do localizador do aparelho de raios X. Possui também uma placa de acrílico, com espessura de 1,5cm, entreposta ao tubo e o modelo, com capacidade de absorção de raios X semelhante a dos tecidos moles da face (Figura 6).

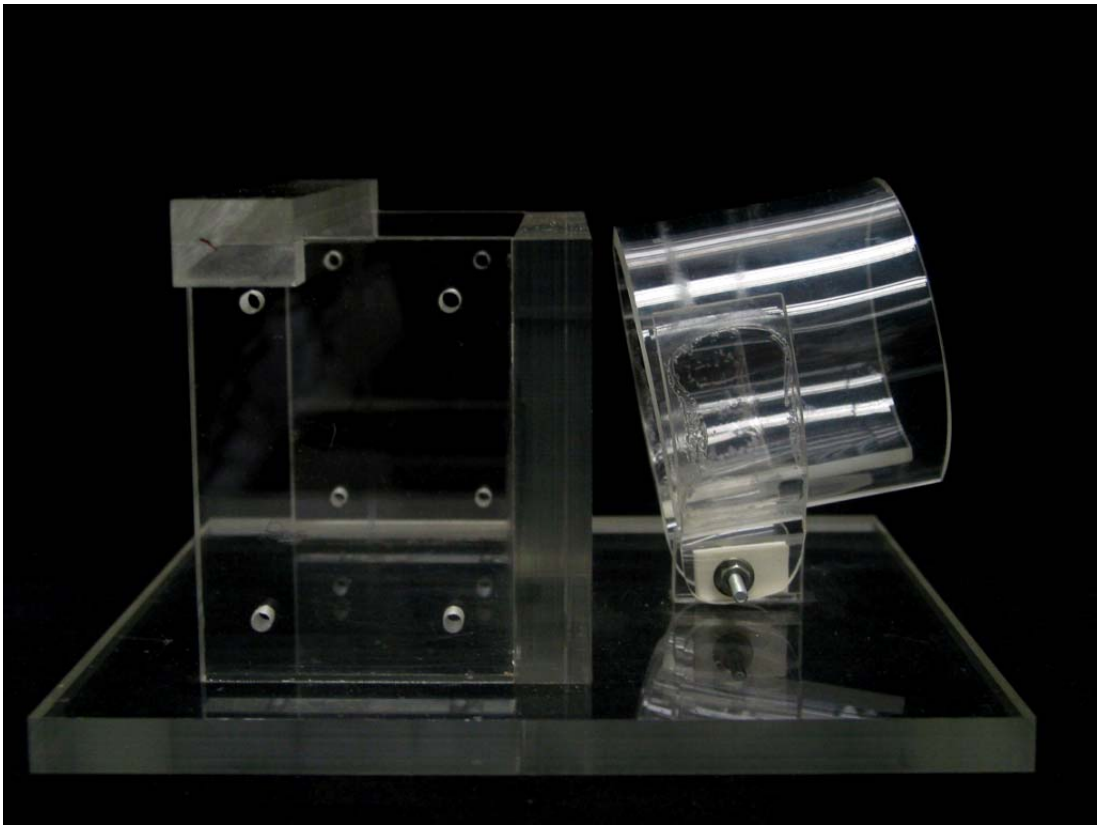


Figura 6 – Suporte desenvolvido para o estudo.

O filme foi posicionado por lingual dos dentes, o mais próximo possível destes, procurando manter o paralelismo com seu longo eixo.

As radiografias foram realizadas com filmes Insight (Eastman Kodak Co., EUA), de uma mesma caixa, com um aparelho de raios X Kaycor X-707 (Yoshida Dental Manufacturing Co., Tóquio) devidamente calibrado, operando com 70kv e 7mA, e tempo de exposição de 0,40 segundos. Todos os filmes foram expostos sucessivamente numa mesma sessão e processados manualmente, imediatamente após a exposição, em soluções novas utilizando-se o método temperatura/tempo, de acordo com as orientações do fabricante.

4.3 – Digitalização das radiografias

Foram geradas imagens digitais das radiografias obtidas com o uso de seis equipamentos (Figura 7), sendo estes:

- Escaner de mesa Canon modelo CanonScan D646U (Canon USA Inc., EUA);
- Escaner de mesa Genius modelo ColorPage HR7X (KYE systems America Corp., EUA);
- Máquina fotográfica Canon modelo Powershot G2 (Canon USA Inc., EUA);
- Máquina fotográfica digital Nikon modelo Coolpix 8700 (Nikon Inc., EUA);
- Máquina fotográfica digital Canon modelo Rebel XT, com objetiva Canon 100mm f2,8 Macro AF USM D58 (Canon USA Inc., EUA);
- Máquina fotográfica digital Nikon modelo D70s, com objetiva Nikor 105mm f2,8 Macro AF USM (Nikon Inc., EUA).

Figura 7 – Equipamentos utilizados para digitalizar as radiografias: Escaner de mesa Canon modelo CanonScan D646U (A); Escaner de mesa Genius modelo ColorPage HR7X (B); Máquina fotográfica digital Canon modelo Powershot G2 (C); Máquina fotográfica digital Nikon modelo Coolpix 8700 (D); Máquina fotográfica digital Canon modelo Rebel XT (E); Máquina fotográfica digital Nikon modelo D70s (F).

Para a digitalização de cada uma das radiografias foi utilizada uma moldura confeccionada em EVA na cor preta, com uma janela nas mesmas

dimensões do filme radiográfico, posicionada de modo que toda luz captada pelo sensor fosse proveniente somente da área da radiografia, exceto para o escaner Genius ColorPage HR7X, que possui uma moldura plástica própria para digitalização de filmes e negativos.

As imagens digitais foram obtidas por ambos os escaneres em 16 bits. Foram então convertidas para 8 bits (256 tons de cinza), com resolução de 600 dpi, e salvas em formato Tagged Image File Format (TIFF) com uso do programa Adobe Photoshop CS2. Depois de obtida, esta imagem digital foi duplicada e salva em formato Joint Photographic Experts Group (JPEG), com uso do mesmo programa, com nível de compressão 12. No programa usado os níveis de compressão oferecidos para o formato JPEG variam de um (maior compressão) a 12 (menor compressão).

A digitalização com as máquinas fotográficas digitais foi realizada posicionando as radiografias, nas molduras em EVA, sobre um negatoscópio de luz fluorescente de catodo frio Medalight LP-400 (Medalight Co. Ltda, Tailandia) em sala escura. As máquinas fotográficas foram mantidas em posição padronizada, com a objetiva a uma distância de 21cm, com o auxílio de uma estativa Nikon Repro-Copy Outfit PF-2 (Nikon Inc., New York, EUA).

Foram obtidas imagens com as máquinas fotográficas digitais em modo manual, com tempo de exposição de 1/50 segundo, f 4.0, equivalência ISO 100, em formato RAW para as máquinas da marca Canon e em NEF, um formato equivalente ao RAW, para as máquinas da marca Nikon.

Posteriormente estas imagens foram convertidas para o formato TIFF usando programa específico de cada máquina fotográfica digital, fornecido pelo

próprio fabricante. Para as máquinas fotográficas Canon Powershot G2 e Canon Rebel XT, foi utilizado o programa Canon RAW Image Converter. Para as máquinas fotográficas Nikon Coolpix 8700 e Nikon D70s, o programa Nikon Editor. A seguir, todas a imagens em formato TIFF foram convertidas para 8 bits com uso do programa Adobe Photoshop CS2 (Adobe Systems Incorporated, EUA).

Como no procedimento adotado para os escaneres, as imagens obtidas com as máquinas fotográficas digitais, após convertidas em formato TIFF, foram duplicadas e salvas também em formato JPEG com compressão 12, com uso do programa Adobe Photoshop CS2 (Figura 8).

Foram obtidas, dessa forma, duas versões digitais para cada radiografia convencional por equipamento utilizado, resultando um total de 12 imagens digitais por radiografia.

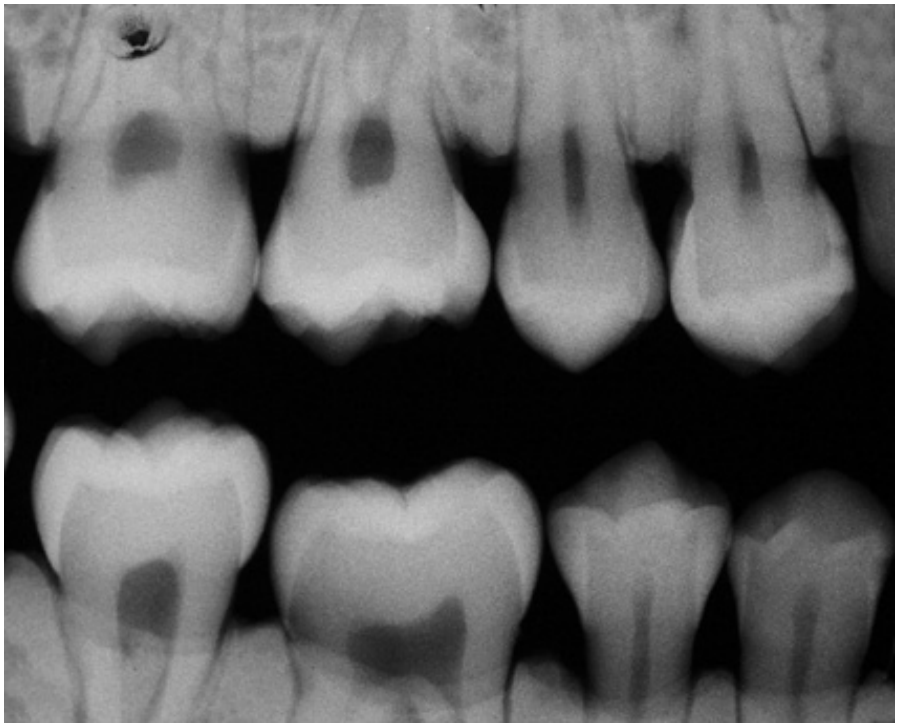


Figura 8 – Exemplo de radiografia digitalizada obtida.

4.4 – Análise das radiografias e imagens digitais

As radiografias foram avaliadas por três examinadores experientes após orientação sobre os propósitos deste estudo, os critérios a serem seguidos, os procedimentos, através de orientações orais e escritas.

Os examinadores avaliaram as radiografias convencionais com o uso de um negatoscópio Medalight LP-400 (Figura 9), com área iluminada de 300mm x 200mm, recoberta pela mesma moldura em EVA usada na digitalização das radiografias, em sala com luminosidade controlada e auxílio de uma lente com magnificação de três vezes. A apresentação das radiografias foi feita em ordem aleatória pré-determinada.

Figura 9 – Negatoscópio Medalight P-400.

As imagens digitais também foram apresentadas em ordem aleatória. Estas foram exibidas por meio de um monitor de cristal líquido de um notebook HP Pavilon dv6120BR (Hewllet-Packard Company, Brasil), configurado em resolução de tela de 1280x800 pixels e qualidade de cor de 32 bits, em sala com luminosidade controlada, com o uso do programa Adobe Photoshop CS2 (Figura 10). Os examinadores foram posicionados a uma distância de no mínimo 50 cm e no máximo 100 cm do monitor.

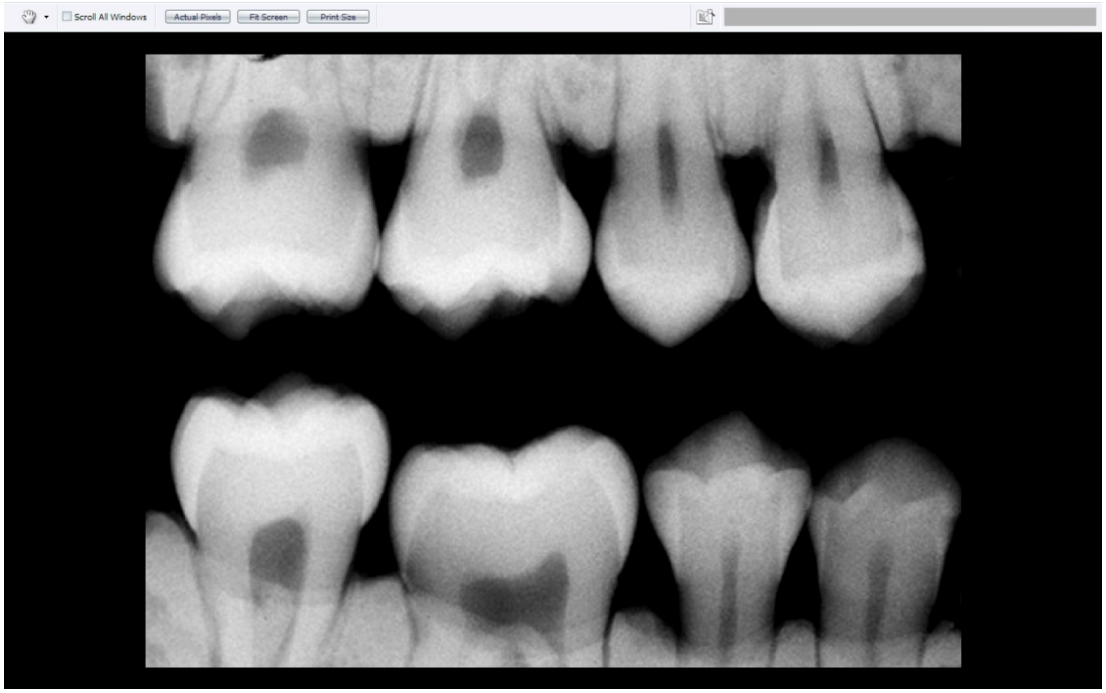


Figura 10 – Exemplo da exibição das imagens digitais pelo programa Adobe Photoshop CS2.

Não foi permitido aos examinadores aplicação de qualquer recurso ou ferramenta do programa, em nenhum momento da avaliação.

Os examinadores avaliaram as superfícies proximais e classificaram estas superfícies de acordo com a seguinte escala de três níveis, adaptada de Janhom, Van Der Stelt, Van Ginkel[33] (2000):

S – sem lesão cariosa em superfície proximal;

NC – imagem não conclusiva de lesão cariosa em superfície proximal;

C – com lesão cariosa em superfície proximal.

Quando as superfícies foram classificadas como C, foi aplicada uma escala para determinar a profundidade da área radiolúcida, em três níveis:

E – radiolucência restrita ao esmalte sem atingir a junção amelo-dentinária;

J – radiolucência restrita ao esmalte, atingindo a junção amelo-dentinária;

D – radiolucência estendida à dentina.

Todos os dados foram anotados em ficha especificamente desenvolvida para este estudo.

Os examinadores repetiram a análise das radiografias após um período superior a 15 dias, quando a ordem aleatória de apresentação das imagens foi alterada.

4.5 – Validação do diagnóstico de cárie

A validação do diagnóstico de lesão cariosa foi feita por meio de exame microscópico, sendo adotando o protocolo descrito a seguir.

Depois dos dentes terem sido removidos dos blocos, foram cortados para remoção da porção radicular, respeitando-se uma margem de ao menos 3mm para apical da junção amelo-cementária. As coroas dos dentes foram posicionadas sobre placa de cera utilidade (Epoxiglass, Brasil). Secções de tubos de PVC (Tigre SA, Brasil) com diâmetro de ¾ de polegada e 3 cm de comprimento, com o interior devidamente isolado com vaselina sólida, foram posicionados sobre as coroas, e preenchidos com resina de poliéster insaturado de baixa reatividade Arazyn 1.0 (Ara Química, Brasil). Os blocos obtidos foram seccionados transversalmente ao longo eixo do bloco de resina, no sentido mésio-distal da coroa dentária no interior do bloco, em uma máquina de corte

Imptech PC 10 operando em 300rpm, com disco diamantado (Diamont Wafering Blade – Extec, EUA) e irrigação abundante. Cada secção possuía em média 700µm de espessura (Figura 11).

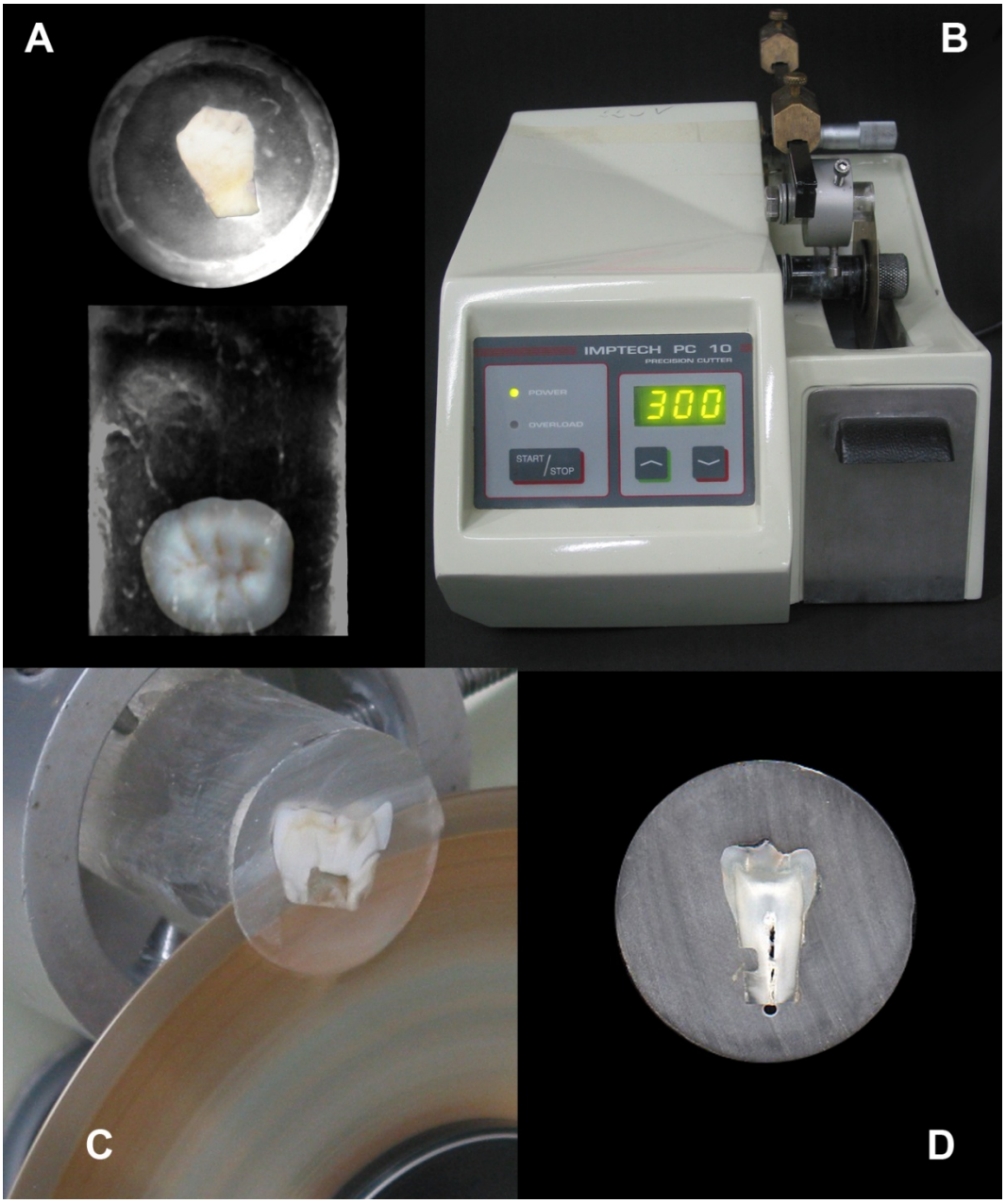


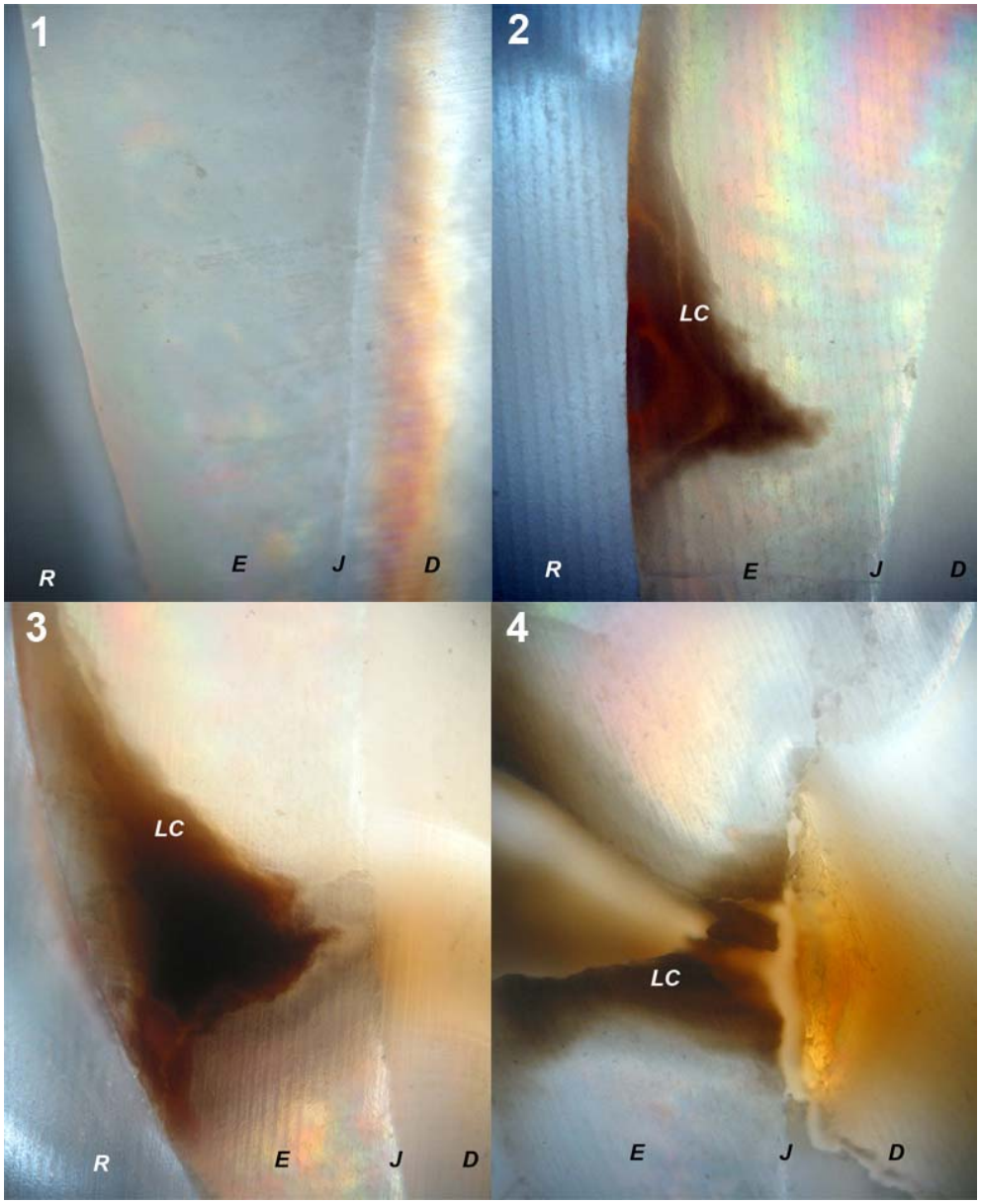
Figura 11 – Blocos de resina contendo as coroas dos dentes (A) para corte na máquina de cortes Imptech PC 10 (B); corte com disco diamantado (C) e secção obtida (D).

Foram obtidas de três a seis secções de cada dente, de acordo com a área de interesse. Cada secção foi observada em microscópio óptico (Leica TCS NT – Leica Microsystems, Alemanha), com luz polarizada e magnificação de dez vezes.

Para a determinação da profundidade real da lesão de cárie foram considerados os seguintes critérios:

- Lesão restrita ao esmalte: quando limitada à metade mais superficial da espessura total do esmalte;
- Lesão atingindo a junção amelo-dentinária: quando atingir a metade mais profunda da espessura total do esmalte e não se aprofundar mais que 0,5mm em dentina;
- Lesão em dentina: quando se estender além de 0,5mm em dentina.

A figura 12 demonstra exemplos dos diferentes critérios adotados na verificação microscópica quanto a presença e profundidade das lesões cariosas.



R – resina; E – Esmalte; J – Junção amelo-dentinária; D – dentina; LC – Lesão de cárie

Figura 12 – Exemplos das diferentes classificações quanto a presença e profundidade da lesão cariosa: 1) dente sem lesão cariosa; 2) lesão cariosa restrita ao esmalte; 3) lesão cariosa atingindo a junção amelo-dentinária; e 4) lesão cariosa estendendo até a dentina.

4.6 – Análise estatística

Freqüência percentual foi utilizada para descrever as diversas variáveis deste estudo.

O teste de Cohen's Kappa foi aplicado para avaliar a concordância interexaminadores e intraexaminadores. Um nível de significância de 5% foi adotado em ambos os casos. Os valores de Kappa (K) são interpretados da seguinte forma: quando o valor de K está na faixa entre 0 a 0,20, a concordância é considerada pobre; quando está entre 0,21 a 0,40, é regular; entre 0,41 a 0,60 considera-se moderada; 0,61 a 0,80, satisfatória e 0,81 a 1 excelente.

A partir dos dados referentes ao critério "NC", foram calculadas as probabilidades de não diagnóstico, ou seja, quando a imagem radiográfica não apresentou informações suficientes para que o examinador pudesse determinar o diagnóstico quanto a presença de lesão de cárie.

Foram determinados os valores de sensibilidade, especificidade e acurácia para cada um dos grupos experimentais. Estes valores foram submetidos à análise de variância a dois critérios (ANOVA), para determinação da interação entre equipamentos e formatos de imagem. O teste de Tukey foi aplicado para análise *post hoc*. Os dados foram tabulados e analisados com uso dos programas Pacotico e Office Excel (Microsoft, EUA).

Para estabelecer diferenças estatísticas entre os diferentes formatos e aparelhos utilizados neste estudo, foi aplicado o teste das proporções com nível de significância de 5%.

5 Resultados

5 – RESULTADOS

Foram avaliadas neste estudo as 112 faces proximais dos 56 dentes selecionados. A análise ao microscópio das faces proximais envolvidas permitiu que fosse determinada a seguinte distribuição, de acordo com a presença e profundidade das lesões cariosas (Tabela 1):

Tabela 1 – Classificação microscópica quanto à presença e profundidade das lesões de cáries nas faces proximais dos dentes, por modelo radiografado

	4M	4D	5M	5D	6M	6D	7M	7D	4M	4D	5M	5D	6M	6D	7M	7D
Modelo 1	S	S	CJ	S	S	S	S	S	CD	S	S	CE	S	S	S	S
Modelo 2	S	CD	S	CJ	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
Modelo 3	CJ	S	S	S	S	S	S	S	S	S	CE	CJ	S	S	S	S
Modelo 4	S	S	S	CE	S	S	S	S	CE	S	CE	CD	S	S	S	S
Modelo 5	S	S	CE	S	S	S	S	S	S	CD	S	S	S	S	S	S
Modelo 6	S	CE	S	CE	S	S	S	S	S	S	S	CD	S	S	S	S
Modelo 7	CD	CE	S	CE	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S

S – Sem cárie
CE – Cárie restrita ao esmalte
CJ – Cárie atingindo a junção amelodentinária
CD – Cárie atingindo dentina

A distribuição das classificações microscópicas das faces avaliadas neste estudo pode ser observada no gráfico abaixo.

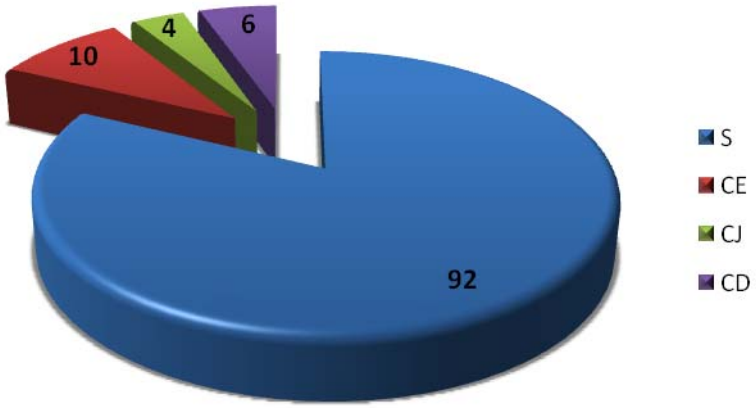


Gráfico 1 – Distribuição das faces segundo classificação microscópica.

Foram avaliados os níveis de concordância intra e interexaminadores, pelo coeficiente de Koen's Kappa (K), apresentados nas tabelas 2 e 3 respectivamente.

Tabela 2 – Concordância intraexaminadores.

EXAMINADORES	KAPPA (K)	COMENTÁRIO
EXAMINADOR 1	0,57	MODERADA
EXAMINADOR 2	0,61	SATISFATÓRIA
EXAMINADOR 3	0,50	MODERADA

Tabela 3 – Concordância interexaminadores.

CONCORDÂNCIA INTEREXAMINADORES	KAPPA(K)	COMENTÁRIO
EX 1 / EX 2	0,51	MODERADA
EX 1 / EX 3	0,35	REGULAR
EX 2 / EX 3	0,38	REGULAR

Os dados foram agrupados, sendo possível determinar a quantidade de resultados, de acordo com os critérios possíveis quanto à presença de lesões

cáries, apontados por cada avaliador, para cada aparelho e formato de imagem, em cada sessão (Tabela 4).

Tabela 4 – Número de faces classificadas de acordo com os critérios adotados, por examinador em cada sessão de avaliação.

Grupo experimental	Examinador 1						Examinador 2						Examinador 3					
	1ª avaliação			*2ª avaliação*			*1ª avaliação*			*2ª avaliação*			*1ª avaliação*			*2ª avaliação*		
	NC	**S**	**C**	**NC**	**S**	**C**	**NC**	**S**	**C**	**NC**	**S**	**C**	**NC**	**S**	**C**	**NC**	**S**	**C**
ESCANER CANON JPEG	83	28	1	70	41	1	53	54	5	68	40	4	52	53	7	29	76	7
ESCANER CANON TIFF	76	35	1	63	48	1	58	49	5	71	39	2	41	61	10	24	80	8
ESCANER GENIUS JPEG	53	56	3	33	76	3	31	72	9	33	72	7	6	82	24	10	89	13
ESCANER GENIUS TIFF	58	50	4	30	80	2	25	80	7	32	69	11	29	74	9	15	86	11
COOLPIX JPEG	23	81	8	27	81	4	20	83	9	19	84	9	6	82	24	1	93	18
COOLPIX TIFF	31	73	8	19	88	5	29	78	5	18	83	11	3	87	22	2	93	17
POWERSHOT JPEG	40	63	9	38	69	5	26	80	6	32	72	8	9	86	17	12	86	14
POWERSHOT TIFF	50	53	9	41	68	3	30	73	9	32	71	9	29	64	19	9	89	14
D70 JPEG	52	54	6	29	79	4	20	83	9	28	75	9	33	67	12	10	85	17
D70 TIFF	46	62	4	26	83	3	17	85	10	28	73	11	8	88	16	11	87	14
REBEL JPEG	38	69	5	28	79	5	24	84	4	27	73	12	7	87	18	5	96	11
REBEL TIFF	32	74	6	45	62	5	26	82	4	29	75	8	11	83	18	4	97	11
CONVENCIONAL	8	93	11	1	102	9	13	89	10	8	93	11	0	83	29	0	90	22

Pela análise dos dados contidos na tabela 4 foi possível determinar a probabilidade de não diagnóstico, ou seja, de incapacidade de formular um diagnóstico para a face observada em relação à presença de lesão de cárie (Tabela 5).

Tabela 5 – Probabilidades médias de não diagnóstico de acordo com o grupo experimental

Grupo experimental	Examinador 1	Examinador 2	Examinador 3	Médias
ESCANER CANON JPEG	0,6830	0,5402	0,3616	0,5283
ESCANER CANON TIFF	0,6205	0,5759	0,2902	0,4955
ESCANER GENIUS JPEG	0,3839	0,2857	0,0714	0,2470
ESCANER GENIUS TIFF	0,3929	0,2545	0,1964	0,2813
COOLPIX JPEG	0,2232	0,1741	0,0313	0,1429
COOLPIX TIFF	0,2232	0,2098	0,0223	0,1518
POWERSHOT JPEG	0,3482	0,2589	0,0938	0,2336
POWERSHOT TIFF	0,4063	0,2768	0,1696	0,2842
D70 JPEG	0,3616	0,2143	0,1920	0,2560
D70 TIFF	0,3214	0,2009	0,0848	0,2024
REBEL JPEG	0,2946	0,2277	0,0536	0,1920
REBEL TIFF	0,3438	0,2455	0,0670	0,2188
CONVENCIONAL	0,0402	0,0000	0,0000	0,0134

Foram determinados os valores médios da sensibilidade, especificidade e acurácia para cada aparelho e formato de imagem (Tabela 6).

Tabela 6 – Valores médios da sensibilidade, especificidade e acurácia para cada grupo experimental

GRUPO EXPERIMENTAL	SENSIBILIDADE	ESPECIFICIDADE	ACURÁCIA
Escaner Canon JPEG	0,42	0,97	0,91
Escaner Canon TIFF	0,44	0,97	0,90
Escaner Genius JPEG	0,42	0,95	0,87
Escaner Genius TIFF	0,37	0,95	0,87
Nikon Coolpix JPEG	0,35	0,93	0,84
Nikon Coolpix TIFF	0,36	0,94	0,84
Canon Powershot JPEG	0,37	0,94	0,84
Canon Powershot TIFF	0,42	0,93	0,85
Nikon D70 JPEG	0,43	0,95	0,87
Nikon D70 TIFF	0,37	0,95	0,86
Canon RebelXT JPEG	0,24	0,93	0,82
Canon RebelXT TIFF	0,25	0,93	0,83
Convencional	0,53	0,94	0,87

Os valores médios observados na tabela 6 foram submetidos à análise de variância a dois critérios (ANOVA). Houve diferença estatisticamente significante para todos os critérios submetidos à ANOVA (sensibilidade, especificidade e acurácia).

Foi aplicado então o teste de Tukey, para determinação das diferenças significantes entre os equipamentos usados e/ou formatos de imagem. Não foi observada diferença estatisticamente significante entre os grupos em relação ao formato de imagem. Os resultados da análise *post hoc,* pelo teste de Tukey, para os aparelhos estudados, podem ser observados nas tabelas 7 a 9.

Tabela 7 – Valores do teste de Tukey para comparação entre grupos quanto à sensibilidade

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Diferença	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	3,595	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	-7,350	não significante
ESCANER CANON x POWERSHOT	3,760	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	18,915	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x NIKON D70	-2,960	não significante
ESCANER GENIUS x COOLPIX	-3,755	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	0,165	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	15,320	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x NIKON D70	0,635	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	-3,590	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	11,565	não significante
COOLPIX x NIKON D70	-4,390	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	15,155	SIGNIFICANTE
POWERSHOT x NIKON D70	0,800	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	15,955	SIGNIFICANTE

Valor crítico: 14,1976

Tabela 8 – Valores do teste de Tukey para comparação entre grupos quanto à especificidade

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Diferença	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-0,400	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	1,775	não significante
ESCANER CANON x POWERSHOT	-4,000	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x CANON REBEL	-1,800	não significante
ESCANER CANON x NIKON D70	-0,240	não significante
ESCANER GENIUS x COOLPIX	1,375	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	-3,600	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	-1,400	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	-0,640	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	-2,225	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	-0,025	não significante
COOLPIX x NIKON D70	2,015	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	2,200	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	-4,240	SIGNIFICANTE
CANON REBEL x NIKON D70	-2,040	não significante

Valor crítico: 2,5109

Tabela 9 – Valores do teste de Tukey para comparação entre grupos quanto à especificidade

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Diferença	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-0,480	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	2,255	não significante
ESCANER CANON x POWERSHOT	-6,385	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x CANON REBEL	-3,190	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x NIKON D70	-1,400	não significante
ESCANER GENIUS x COOLPIX	1,775	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	-5,905	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	-2,710	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x NIKON D70	-1,880	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	-4,130	SIGNIFICANTE
COOLPIX x CANON REBEL	-0,935	não significante
COOLPIX x NIKON D70	3,655	SIGNIFICANTE

POWERSHOT x CANON REBEL	3,195	SIGNIFICANTE
POWERSHOT x NIKON D70	-7,785	SIGNIFICANTE
CANON REBEL x NIKON D70	-4,590	SIGNIFICANTE

Valor crítico: 2,6350

Para a comparação do desempenho na observação da ausência de lesão cariosa das imagens geradas por cada equipamento, nos formatos JPEG e TIFF, e das radiografias convencionais correspondentes, foi aplicado o teste das proporções (Tabelas 10 a 15).

Tabela 10 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a ausência de lesão cariosa (verdadeiro negativo), pelo examinador 1

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-7,6983	-2,8502	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	-20,8300	-7,7121	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x POWERSHOT	-11,2569	-4,1677	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	-11,7685	-4,3572	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x NIKON D70	-19,7096	-7,2973	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	-28,1548	-10,4240	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x COOLPIX	-13,1317	-4,8619	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	-3,5586	-1,3175	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	-4,0702	-1,5069	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	-12,0114	-4,4471	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	-20,4565	-7,5738	SIGNIFICANTE
COOLPIX x POWERSHOT	9,5732	3,5444	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	9,0616	3,3550	não significante
COOLPIX x NIKON D70	1,1204	0,4148	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	-7,3248	-2,7119	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	-0,5116	-0,1894	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	-8,4528	-3,1296	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	-16,8979	-6,2563	SIGNIFICANTE
CANON REBEL x NIKON D70	-7,9412	-2,9401	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	-16,3863	-6,0669	SIGNIFICANTE

NIKON D70 x CONVENCIONAL	-8,4451	-3,1267	não significante

Tabela 11 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a ausência de lesão cariosa (verdadeiro negativo), pelo examinador 1

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-1,0221	-0,3784	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	-21,3201	-7,8936	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x POWERSHOT	-2,5483	-0,9435	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	-13,3593	-4,9461	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x NIKON D70	-7,1183	-2,6355	não significante
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	-24,5267	-9,0808	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x COOLPIX	-20,2981	-7,5152	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	-1,5262	-0,5651	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	-12,3372	-4,5677	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x NIKON D70	-6,0962	-2,2571	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	-23,5046	-8,7024	SIGNIFICANTE
COOLPIX x POWERSHOT	18,7719	6,9501	SIGNIFICANTE
COOLPIX x CANON REBEL	7,9609	2,9474	não significante
COOLPIX x NIKON D70	14,2018	5,2581	SIGNIFICANTE
COOLPIX x CONVENCIONAL	-3,2066	-1,1872	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	-10,8110	-4,0027	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	-4,5700	-1,6920	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	-21,9784	-8,1373	SIGNIFICANTE
CANON REBEL x NIKON D70	6,2410	2,3107	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	-11,1674	-4,1346	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	-17,4084	-6,4453	SIGNIFICANTE

Tabela 12 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a ausência de lesão cariosa (verdadeiro negativo), pelo examinador 2

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-9,2399	-3,4210	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	-15,2885	-5,6604	SIGNIFICANTE

ESCANER CANON x POWERSHOT	-13,5833	-5,0291	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x CANON REBEL	-15,8690	-5,8754	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x NIKON D70	-15,2885	-5,6604	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	-18,8843	-6,9917	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x COOLPIX	-6,0486	-2,2394	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	-4,3434	-1,6081	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	-6,6291	-2,4544	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	-6,0486	-2,2394	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	-9,6443	-3,5707	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	1,7052	0,6313	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	-0,5805	-0,2149	não significante
COOLPIX x NIKON D70	0,0000	0,0000	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	-3,5957	-1,3313	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	-2,2857	-0,8463	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	-1,7052	-0,6313	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	-5,3009	-1,9626	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	0,5805	0,2149	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	-3,0152	-1,1164	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	-3,5957	-1,3313	não significante

Tabela 13 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a ausência de lesão cariosa (verdadeiro negativo), pelo examinador 2

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-16,1276	-5,9711	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x COOLPIX	-15,0171	-5,5600	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x POWERSHOT	-12,3144	-4,5593	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x CANON REBEL	-17,2586	-6,3898	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x NIKON D70	-19,0006	-7,0348	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	-21,4285	-7,9337	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x COOLPIX	1,1104	0,4111	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	3,8132	1,4118	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	-1,1310	-0,4188	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	-2,8730	-1,0637	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	-5,3009	-1,9626	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	2,7028	1,0007	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	-2,2415	-0,8299	não significante
COOLPIX x NIKON D70	-3,9835	-1,4748	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	-6,4114	-2,3738	não significante

POWERSHOT x CANON REBEL	-4,9442	-1,8306	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	-6,6862	-2,4755	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	-9,1141	-3,3744	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	-1,7420	-0,6450	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	-4,1699	-1,5439	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	-2,4279	-0,8989	não significante

Tabela 14 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a ausência de lesão cariosa (verdadeiro negativo), pelo examinador 3

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-15,2219	-5,6358	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x COOLPIX	-15,2219	-5,6358	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x POWERSHOT	-17,5585	-6,5009	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x CANON REBEL	-18,1610	-6,7239	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x NIKON D70	-7,1355	-2,6418	não significante
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	-15,7961	-5,8484	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x COOLPIX	0,0000	0,0000	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	-2,3366	-0,8651	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	-2,9391	-1,0882	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	8,0865	2,9939	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	-0,5742	-0,2126	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	-2,3366	-0,8651	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	-2,9391	-1,0882	não significante
COOLPIX x NIKON D70	8,0865	2,9939	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	-0,5742	-0,2126	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	-0,6024	-0,2231	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	10,4231	3,8590	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	1,7624	0,6525	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	11,0255	4,0821	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	2,3649	0,8756	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	-8,6606	-3,2065	não significante

Tabela 15 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a ausência de lesão cariosa (verdadeiro negativo), pelo examinador 3

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-13,4980	-4,9975	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x COOLPIX	-14,1004	-5,2206	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x POWERSHOT	-1,5315	-0,5670	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	-11,7356	-4,3450	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x NIKON D70	-14,7113	-5,4467	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	-11,7356	-4,3450	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x COOLPIX	-0,6024	-0,2231	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	11,9664	4,4305	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	1,7624	0,6525	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	-1,2133	-0,4492	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	1,7624	0,6525	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	12,5689	4,6535	SIGNIFICANTE
COOLPIX x CANON REBEL	2,3649	0,8756	não significante
COOLPIX x NIKON D70	-0,6109	-0,2262	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	2,3649	0,8756	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	-10,2040	-3,7779	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	-13,1798	-4,8797	SIGNIFICANTE
POWERSHOT x CONVENCIONAL	-10,2040	-3,7779	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	-2,9758	-1,1017	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	0,0000	0,0000	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	2,9758	1,1017	não significante

Para a comparação do desempenho de cada examinador na observação da presença de lesão de cárie, também foi aplicado o teste das proporções, confrontando cada equipamento com os demais, em ambos os formatos estudados (Tabelas 16 a 21).

Tabela 16 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a presença de lesão cariosa (verdadeiro positivo), pelo examinador 1

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p'	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-3,5894	-1,3290	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	-4,9722	-1,8409	não significante

ESCANER CANON x POWERSHOT	-10,3279	-3,8238	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	-6,2111	-2,2996	não significante
ESCANER CANON x NIKON D70	-7,3456	-2,7196	não significante
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	-12,0777	-4,4717	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x COOLPIX	-1,3828	-0,5120	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	-6,7385	-2,4949	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	-2,6217	-0,9706	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	-3,7561	-1,3907	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	-8,4883	-3,1427	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	-5,3558	-1,9829	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	-1,2389	-0,4587	não significante
COOLPIX x NIKON D70	-2,3734	-0,8787	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	-7,1055	-2,6308	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	4,1168	1,5242	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	2,9824	1,1042	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	-1,7498	-0,6478	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	-1,1345	-0,4200	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	-5,8666	-2,1721	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	-4,7322	-1,7520	não significante

Tabela 17 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a presença de lesão cariosa (verdadeiro positivo), pelo examinador 1

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p'	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-4,9722	-1,8409	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	-9,3902	-3,4766	não significante
ESCANER CANON x POWERSHOT	-10,3279	-3,8238	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	-7,3456	-2,7196	não significante
ESCANER CANON x NIKON D70	-4,9722	-1,8409	não significante
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	-12,0777	-4,4717	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x COOLPIX	-4,4180	-1,6357	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	-5,3558	-1,9829	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	-2,3734	-0,8787	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	0,0000	0,0000	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	-7,1055	-2,6308	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	-0,9378	-0,3472	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	2,0446	0,7570	não significante
COOLPIX x NIKON D70	4,4180	1,6357	não significante

COOLPIX x CONVENCIONAL	-2,6876	-0,9950	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	2,9824	1,1042	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	5,3558	1,9829	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	-1,7498	-0,6478	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	2,3734	0,8787	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	-4,7322	-1,7520	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	-7,1055	-2,6308	não significante

Tabela 18 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a presença de lesão cariosa (verdadeiro positivo), pelo examinador 2

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-2,1888	-0,8104	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	-5,8666	-2,1721	não significante
ESCANER CANON x POWERSHOT	-4,1168	-1,5242	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	1,2389	0,4587	não significante
ESCANER CANON x NIKON D70	-5,0105	-1,8551	não significante
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	-5,8666	-2,1721	não significante
ESCANER GENIUS x COOLPIX	-3,6779	-1,3617	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	-1,9281	-0,7138	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	3,4277	1,2691	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	-2,8218	-1,0447	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	-3,6779	-1,3617	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	1,7498	0,6478	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	7,1055	2,6308	não significante
COOLPIX x NIKON D70	0,8561	0,3170	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	0,0000	0,0000	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	5,3558	1,9829	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	-0,8937	-0,3309	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	-1,7498	-0,6478	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	-6,2494	-2,3138	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	-7,1055	-2,6308	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	-0,8561	-0,3170	não significante

Tabela 19 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a presença de lesão cariosa (verdadeiro positivo), pelo examinador 2

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-7,6983	-2,8502	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	-20,8300	-7,7121	não significante
ESCANER CANON x POWERSHOT	-11,2569	-4,1677	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	-11,7685	-4,3572	não significante
ESCANER CANON x NIKON D70	-19,7096	-7,2973	não significante
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	-28,1548	-10,4240	não significante
ESCANER GENIUS x COOLPIX	-13,1317	-4,8619	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	-3,5586	-1,3175	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	-4,0702	-1,5069	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	-12,0114	-4,4471	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	-20,4565	-7,5738	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	9,5732	3,5444	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	9,0616	3,3550	não significante
COOLPIX x NIKON D70	1,1204	0,4148	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	-7,3248	-2,7119	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	-0,5116	-0,1894	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	-8,4528	-3,1296	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	-16,8979	-6,2563	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	-7,9412	-2,9401	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	-16,3863	-6,0669	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	-8,4451	-3,1267	não significante

Tabela 20 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a presença de lesão cariosa (verdadeiro positivo), pelo examinador 3

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-12,8287	-4,7497	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x COOLPIX	-12,8287	-4,7497	SIGNIFICANTE
ESCANER CANON x POWERSHOT	-8,2510	-3,0549	não significante

ESCANER CANON x CANON REBEL	-8,9440	-3,3114	não significante
ESCANER CANON x NIKON D70	-4,5014	-1,6666	não significante
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	-15,8044	-5,8514	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x COOLPIX	0,0000	0,0000	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	4,5777	1,6948	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	3,8847	1,4383	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	8,3273	3,0831	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	-2,9758	-1,1017	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	4,5777	1,6948	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	3,8847	1,4383	não significante
COOLPIX x NIKON D70	8,3273	3,0831	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	-2,9758	-1,1017	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	-0,6930	-0,2566	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	3,7496	1,3882	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	-7,5534	-2,7966	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	4,4426	1,6448	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	-6,8604	-2,5400	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	-11,3030	-4,1848	SIGNIFICANTE

Tabela 21 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a presença de lesão cariosa (verdadeiro positivo), pelo examinador 3

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-0,8561	-0,3170	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	-8,7571	-3,2422	não significante
ESCANER CANON x POWERSHOT	-6,8003	-2,5178	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	-6,1222	-2,2667	não significante
ESCANER CANON x NIKON D70	-4,7198	-1,7475	não significante
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	-12,9827	-4,8067	SIGNIFICANTE
ESCANER GENIUS x COOLPIX	-7,9010	-2,9253	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	-5,9442	-2,2008	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	-5,2662	-1,9497	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	-3,8637	-1,4305	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	-12,1266	-4,4897	SIGNIFICANTE
COOLPIX x POWERSHOT	1,9568	0,7245	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	2,6349	0,9755	não significante
COOLPIX x NIKON D70	4,0373	1,4948	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	-4,2255	-1,5645	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	0,6781	0,2511	não significante

POWERSHOT x NIKON D70	2,0805	0,7703	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	-6,1823	-2,2889	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	1,4024	0,5192	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	-6,8604	-2,5400	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	-8,2629	-3,0592	não significante

O teste das proporções também foi utilizado para verificar os resultados apontados por cada examinador para cada equipamento, em ambos os formatos, em relação à profundidade das lesões cariosas observadas (Tabelas 22 a 27).

Tabela 22 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a profundidade da lesão cariosa, pelo examinador 1

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-4,8678	-0,2327	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	22,5000	1,1781	não significante
ESCANER CANON x POWERSHOT	10,3983	0,5445	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	45,0000	1,9238	não significante
ESCANER CANON x NIKON D70	30,0000	1,5175	não significante
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	22,5000	1,2542	não significante
ESCANER GENIUS x COOLPIX	27,3678	1,7127	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	15,2661	0,9554	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	49,8678	2,3836	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	34,8678	2,0786	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	27,3678	1,8778	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	-12,1017	-0,8961	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	22,5000	1,1781	não significante
COOLPIX x NIKON D70	7,5000	0,5195	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	0,0000	0,0000	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	34,6017	1,8117	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	19,6017	1,3577	não significante

POWERSHOT x CONVENCIONAL	12,1017	1,0247	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	-15,0000	-0,7588	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	-22,5000	-1,2542	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	-7,5000	-0,5830	não significante

Tabela 23 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a profundidade da lesão cariosa, pelo examinador 1

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	0,0000	0,0000	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	17,6322	0,9449	não significante
ESCANER CANON x POWERSHOT	10,3983	0,5445	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	22,5000	1,0755	não significante
ESCANER CANON x NIKON D70	22,5000	1,0755	não significante
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	22,5000	1,2542	não significante
ESCANER GENIUS x COOLPIX	17,6322	0,9449	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	10,3983	0,5445	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	22,5000	1,0755	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	22,5000	1,0755	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	22,5000	1,2542	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	-7,2339	-0,5618	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	4,8678	0,3150	não significante
COOLPIX x NIKON D70	4,8678	0,3150	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	4,8678	0,4391	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	12,1017	0,7574	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	12,1017	0,7574	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	12,1017	1,0247	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	0,0000	0,0000	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	0,0000	0,0000	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	0,0000	0,0000	não significante

Tabela 24 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a profundidade da lesão cariosa, pelo examinador 2

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-24,2175	-1,6774	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	12,3678	0,8929	não significante
ESCANER CANON x POWERSHOT	7,5000	0,5195	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	7,5000	0,4471	não significante
ESCANER CANON x NIKON D70	3,8806	0,2959	não significante
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	13,9627	1,0853	não significante
ESCANER GENIUS x COOLPIX	36,5853	2,8413	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	31,7175	2,3486	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	31,7175	1,9849	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	28,0981	2,3262	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	38,1802	3,2330	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	-4,8678	-0,3780	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	-4,8678	-0,3150	não significante
COOLPIX x NIKON D70	-8,4872	-0,7463	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	1,5948	0,1439	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	0,0000	0,0000	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	-3,6194	-0,2996	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	6,4627	0,5472	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	-3,6194	-0,2447	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	6,4627	0,4434	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	10,0820	0,9935	não significante

Tabela 25 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a profundidade da lesão cariosa, pelo examinador 2

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	32,2356	2,0862	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	57,3679	3,4200	não significante
ESCANER CANON x POWERSHOT	22,5000	1,4562	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	49,8678	2,3836	não significante
ESCANER CANON x NIKON D70	35,7654	2,3724	não significante

ESCANER CANON x CONVENCIONAL	33,8305	2,3212	não significante
ESCANER GENIUS x COOLPIX	25,1322	1,8145	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	-9,7356	-0,7970	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	17,6322	0,9449	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	3,5297	0,3008	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	1,5948	0,1439	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	-34,8678	-2,5173	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	-7,5000	-0,3794	não significante
COOLPIX x NIKON D70	-21,6025	-1,6085	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	-23,5374	-1,8295	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	27,3678	1,4667	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	13,2654	1,1303	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	11,3305	1,0221	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	-14,1025	-0,7686	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	-16,0374	-0,8939	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	-1,9349	-0,1833	não significante

Tabela 26 – Comparação entre as imagens em formato JPEG e radiografias convencionais, quanto a profundidade da lesão cariosa, pelo examinador 3

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-12,0169	-1,1070	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	-5,5133	-0,5347	não significante
ESCANER CANON x POWERSHOT	-8,3975	-0,8306	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	-8,3975	-0,7473	não significante
ESCANER CANON x NIKON D70	-1,9349	-0,1833	não significante
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	-10,1927	-1,0768	não significante
ESCANER GENIUS x COOLPIX	6,5036	0,6573	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	3,6194	0,3737	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	3,6194	0,3334	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	10,0820	0,9935	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	1,8242	0,2025	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	-2,8842	-0,3180	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	-2,8842	-0,2797	não significante
COOLPIX x NIKON D70	3,5784	0,3742	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	-4,6794	-0,5606	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	0,0000	0,0000	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	6,4627	0,6915	não significante

POWERSHOT x CONVENCIONAL	-1,7952	-0,2217	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	6,4627	0,6123	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	-1,7952	-0,1896	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	-8,2578	-0,9551	não significante

Tabela 27 – Comparação entre as imagens em formato TIFF e radiografias convencionais, quanto a profundidade da lesão cariosa, pelo examinador 3

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	Dif p	q	SIGNIFICÂNCIA
ESCANER CANON x ESCANER GENIUS	-10,4526	-0,8557	não significante
ESCANER CANON x COOLPIX	-17,7189	-1,6872	não significante
ESCANER CANON x POWERSHOT	-12,4362	-1,1458	não significante
ESCANER CANON x CANON REBEL	-18,9398	-1,6655	não significante
ESCANER CANON x NIKON D70	-12,4362	-1,1458	não significante
ESCANER CANON x CONVENCIONAL	-17,1156	-1,7024	não significante
ESCANER GENIUS x COOLPIX	-7,2663	-0,6919	não significante
ESCANER GENIUS x POWERSHOT	-1,9836	-0,1828	não significante
ESCANER GENIUS x CANON REBEL	-8,4872	-0,7463	não significante
ESCANER GENIUS x NIKON D70	-1,9836	-0,1828	não significante
ESCANER GENIUS x CONVENCIONAL	-6,6630	-0,6627	não significante
COOLPIX x POWERSHOT	5,2828	0,5948	não significante
COOLPIX x CANON REBEL	-1,2209	-0,1284	não significante
COOLPIX x NIKON D70	5,2828	0,5948	não significante
COOLPIX x CONVENCIONAL	0,6033	0,0765	não significante
POWERSHOT x CANON REBEL	-6,5036	-0,6573	não significante
POWERSHOT x NIKON D70	0,0000	0,0000	não significante
POWERSHOT x CONVENCIONAL	-4,6794	-0,5606	não significante
CANON REBEL x NIKON D70	6,5036	0,6573	não significante
CANON REBEL x CONVENCIONAL	1,8242	0,2025	não significante
NIKON D70 x CONVENCIONAL	-4,6794	-0,5606	não significante

6 Discussão

6 - DISCUSSÃO

6.1 – Metodologia aplicada

Para a realização desta pesquisa foi dispensada atenção especial durante todo o processo de geração e avaliação das imagens. Esta atenção dirigida às diferentes etapas envolvidas e necessárias para o cumprimento da metodologia proposta deveu-se ao fato de que os procedimentos a serem adotados desde a aquisição da radiografia convencional até a avaliação por parte dos observadores, passando pelo processo de digitalização destas radiografias, além de numerosos, muitas vezes demonstraram-se determinantes nas características da imagem gerada e/ou visualizadas. Buscou-se evitar ao máximo a possibilidade de alterações indesejadas, que pudessem levar à interpretação equivocada dos resultados obtidos.

Durante a aquisição das radiografias convencionais, foram tomados todos os cuidados para que, mesmo sendo tomadas a partir de modelos de gesso, as condições simulassem, da melhor maneira possível, as condições encontradas na boca. Previamente à confecção destes modelos, foram determinados os critérios de inclusão e exclusão para a seleção dos dentes a serem radiografados. Definiu-se então que os dentes deveriam possuir não somente anatomia satisfatória e ausência de restaurações, mas principalmente que as lesões cariosas deveriam ter sido formadas *in vivo*, não devendo ser geradas por qualquer processo *in vitro*. Tal escolha foi tomada quando se observou na literatura que as simulações de lesões cariosas feitas por desgaste mecânico não apresentavam comportamento radiográfico semelhante àquele das lesões *in vivo*. Segundo Kang, Farman, Scarfe, Goldsmith[36] (1996) os

defeitos mecanicamente criados para simular lesões cariosas apresentam, em média, três vezes menos chances de não serem identificadas quando comparados às cáries naturais. Embora possam apresentar o mesmo contraste, a percepção de contraste é profundamente influenciada pela estrutura e as características das bordas da lesão apresentada, diferenciando assim as lesões reais das simulações mecânicas.

Durante a digitalização das radiografias convencionais com o uso das máquinas fotográficas digitais, foram padronizados o modo de exposição, abertura, tempo de exposição, equivalência ISO e distância da objetiva ao filme sobre negatoscópio. Desta forma, buscou-se a padronização das condições em que as imagens foram capturadas, evitando-se variações pertinentes ao método e colocando em teste somente os fatores não controlados pelo operador, ou seja, a capacidade do sensor, o conjunto óptico e o programa de processamento de cada máquina fotográfica. Para os escaneres este controle não foi possível, sendo determinado somente o modo de captura e a resolução óptica máxima de cada aparelho. Este fato não trouxe prejuízo ao estudo uma vez que é característica do uso dos escaners empregados, sendo assim impossível um maior controle sobre as características durante a aquisição das imagens geradas por estes aparelhos.

O programa Adobe Photoshop CS2 foi escolhido para a conversão das imagens de 256 bits para 8 bits, conversão do formato TIFF para JPEG e ainda para a exibição das imagens digitais durante a avaliação das mesmas. Embora duas das máquinas fotográficas digitais possibilitassem a captura da imagem no modo escala de cinza, as imagens resultantes não são geradas realmente em 8 bits. Este modo de imagem seria possível no caso dos

escâneres. Porém, nas máquinas fotográficas digitais a aquisição de imagens no modo preto e branco, ou em escala de cinza, acontece apenas uma apresentação interpretativa da imagem em relação ao equilíbrio de branco, sendo esta gerada em 256 bits, originalmente apresentada como RGB pelos programas durante sua exibição e edição. Por este motivo, todas as imagens digitais foram geradas em 256 bits e convertidas em imagens de 8 bits por um mesmo programa. O uso deste programa, o Adobe Photoshop CS2, para a conversão das imagens e também para a apresentação destas no momento da avaliação pelos observadores evitou possíveis distorções nos valores atribuídos aos pixels, fato este observado no estudo de Gürdal, Hildebolt, Akdeniz[23] (2001). O emprego de apenas um programa para a conversão das imagens do formato TIFF para o formato JPEG determinou ainda a padronização deste processo e das imagens geradas, fato que se tornaria dúbio se mais de um programa fosse empregado para esta finalidade, de acordo com os resultados do estudo supracitado.

Os critérios adotados na classificação das faces estudadas pelos pesquisadores para a avaliação quanto a presença e profundidade das lesões de cáries variam nos diferentes estudos publicados. Os critérios de classificação propostos por Marthaler, Germann[44] (1970) são uma associação entre a presença e a profundidade da lesão cariosa numa mesma escala de cinco níveis. Este tipo de classificação, onde a presença e profundidade da lesão cariosa estão associadas em uma única escala, também foi adotado por Kleier, Hicks, Flaitz[40] (1987), Lunder, Von Der Fehr[43] (1996) e Syriopoulos, Sanderink, Velders, Van Der Stelt[67] (2000). Uma escala onde o critério empregado foi a presença de lesão de cárie foi adotada por Ohki, Okano, Nakamura[50] (1994), White, Yoon[83] (1997), Cederbeg, Frederiksen, Benson, Shulman[10] (1999) e

Ludlow, Abreu[42] (1999). Os critérios de classificação adotados por estes autores constituíram uma escala de cinco níveis: certeza da presença de lesão de cárie; provável presença da lesão de cárie; incerteza quanto a presença de lesão de cárie; provável ausência de lesão de cárie; e certeza da ausência de lesão de cárie. Janhom, Van Der Stelt, Van Ginkel[33] (2000), Janhom, Van Der Stelt, Sanderink[35] (2001) e Janhom, Van Ginkel, Van Amerongen, Van Der Estelt[34] (2002) associaram a esta escala em cinco níveis para a classificação da presença de lesão cariosa, uma escala adicional de três níveis para a profundidade desta lesão: lesão de cárie em esmalte; lesão de cárie até a junção amelo-dentinária; lesão de cárie em dentina. Para os critérios "certeza da presença de lesão de cárie" e "provável presença da lesão de cárie" deveria ser aplicada adicionalmente a segunda classificação referente à profundidade da lesão observada. Desta forma, é possível a avaliação mais detalhada quanto aos diferentes parâmetros estudados para as lesões de cárie.

A aplicação de escalas onde seja necessária a classificação estritamente dicotômica entre presença e ausência de cárie, como a utilizada por Tavano, Capelozza, Tosoni, Silva[68] (2001), deve ser adotada de forma criteriosa, pois suprime a possibilidade de avaliação das situações onde se torna impraticável a determinação de um diagnóstico seguro, como, por exemplo, a inadequação ou inabilidade inerente à técnica adotada. Radiografias, tanto convencionais como digitalizadas, estão sujeitas às mais diversas variações de suas características, além outros fatores a serem observados desde a aquisição até o momento da avaliação da imagem obtida, que podem levar a uma imagem inadequada ao diagnóstico (Moystad, Svanaes, Larhein, Grödahl[47], 1994; Moystad, Svanaes, Larhein, Grödahl[46], 1995; Yuasa, Ariji, Ohki, Naitoh, Shiojima, Ushida et al.[86], 1999; Attaelmanan, Borg, Gröndahl[6], 2000; Haak, Wicht, Hellmich, Nowak, Noack[24], 2002; Haak, Wicht[26],

2005). Na técnica radiográfica convencional o correto cumprimento das etapas necessárias para a realização da radiografia é, na maioria das vezes, suficiente para a produção de uma imagem satisfatória e útil para o exame da região desejada. No entanto, para as radiografias digitalizadas, existe ainda um fator que foge ao controle do operador, que é a capacidade do equipamento digitalizador em gerar imagens satisfatórias. Este fator torna-se ainda mais crítico ao utilizar equipamentos que não foram desenvolvidos especificamente para fins de diagnóstico, pois, embora possam apresentar desempenho excelente para o uso em outras áreas, as características de baixa luminosidade, nível de contraste limitado e restrita gama de cores observadas nas radiografias, quando comparadas a outros tipos de imagens, podem influenciar no processo de geração da imagem e limitar a qualidade final. Assim, seria temeroso aceitar que todas as imagens apresentadas aos avaliadores se prestam para a determinação de um diagnóstico fundamentado, e que não seria um mero exercício de adivinhação determinar uma classificação quanto à presença ou ausência de uma lesão cariosa num determinado dente.

A utilização de uma escala onde os critérios tornam-se muito próximos ou de difícil diferenciação não favorece um julgamento preciso dos avaliadores. A tentativa de pormenorizar os dados obtidos, por meio de uma maior estratificação dos critérios de classificação, pode se tornar incompatível com a capacidade intrínseca apresentada pelo método diagnóstico adotado na diferenciação da profundidade das lesões cariosas (Huysman, Longbottom[30], 2004). Particularmente no caso do exame radiográfico, o mecanismo de progressão da cárie é desfavorável à diferenciação apurada e precisa da profundidade da lesão formada, principalmente nos casos de lesões superficiais (Pitts[54], 2004). Dessa forma, a aplicação de escalas onde os critérios não sejam suficientemente claros pode levar a resultados inconsistentes.

A escala utilizada neste estudo foi uma adaptação da escala de cinco níveis utilizada por Janhom, Van Der Stelt, Van Ginkel[33] (2000). Houve, no entanto, a supressão dos critérios "provável presença de lesão cariosa" e "provável ausência de lesão cariosa", transformando-a em uma escala de três níveis. Adotaram-se somente os critérios onde se estabeleceu uma classificação clara e precisa quanto à condição da face proximal avaliada, mesmo que esta classificação determinasse a incapacidade na determinação da presença ou ausência de lesão cariosa, ou seja, não conclusiva. Dessa forma foi possível identificar as situações onde a imagem apresentada não apresentou condições de se determinar a presença ou ausência de lesão cariosa, não somente por uma limitação do examinador, mas também pela formação de uma imagem radiográfica sem qualidade suficiente para o diagnóstico.

Por meio da avaliação dos resultados obtidos, especialmente daqueles referentes à dúvida na interpretação da imagem, foi possível determinar a probabilidade de não-diagnóstico, ou seja, da formação da imagem radiográfica que não foi útil para o diagnóstico de cárie. Este foi um parâmetro para a diferenciação da qualidade do método para o diagnóstico, sendo confrontado com os resultados de especificidade, sensibilidade e acurácia. Assim, um determinado equipamento usado na digitalização, ou formato de imagem estudado, pode ter apresentado bons valores de acurácia, por exemplo, mas uma grande probabilidade de dúvida. Foi possível uma compreensão mais completa dos resultados obtidos ao evitar que os valores absolutos de especificidade, sensibilidade e acurácia fossem sub ou supervalorizados.

Outro critério de suma importância nos estudos de métodos utilizados para o diagnóstico de cárie é o critério usado na validação dos

resultados (padrão ouro). O método de validação mais utilizado nas pesquisas é a inspeção por microscopia de luz ou ao estereomicroscópio. Comumente chamado de histológico, este método tem sido usado desde o início das pesquisas em diagnóstico de cárie (Downer[12], 1975), e é usado para determinar a natureza e a progressão das lesões, sendo baseado nas alterações ópticas dos tecidos. Para o esmalte é altamente representativo, uma vez que a mudança de opacidade está diretamente ligada à alteração do conteúdo mineral. Na dentina esta relação não é tão evidente, pois a descoloração é tempo-dependente e a variação da opacidade em relação à perda mineral pode variar. Outros métodos aplicados para avaliação das lesões de cárie são microrradiografia transversa, associada ou não à utilização de luz polarizada, e a medição de microdureza. Tais métodos são indicados para a avaliação de lesões de cárie em estágio precoce, sendo possível a avaliação de lesões mais superficiais. Em estudo que comparou a estereomicrosocopia, radiografia convencional, inspeção visual de secções de 700µm e, posteriormente, microrradiografia transversa de secções reduzidas a 150 µm de espessura, demonstrou que a estereomicrosocopia deveria ser adotada como método de validação. Este método não indicou a presença de lesões em dentes não-irrompidos e detectou a presença da maioria das lesões em dentes irrompidos (Hintze, Wenzel, Larsen[28], 1995).

Em nosso estudo foi adotado como padrão ouro a avaliação ao microscópio, sob luz polarizada, e aplicados os critérios de validação histológica utilizados por Janhom, Van Ginkel, Van Amerongen, Van Der Estelt[34] (2001). Esta escala de classificação microscópica da presença e da profundidade da lesão de cárie é adequada para estudos desta natureza, uma vez que é formada por escores compatíveis com o exame radiográfico empregado, devido a uma

quantidade razoável de níveis que não sub ou superestima a capacidade diagnóstica do exame.

6.2 – Resultados obtidos

6.2.1 – Concordância intra e interexaminadores

Para uma melhor compreensão dos resultados, foi importante a determinação do nível de concordância intra e interexaminadores.

A concordância intraexaminadores permite inferências a respeito da consistência dos resultados obtidos nas diferentes sessões de avaliação. Dessa forma, é possível estimar a reprodutibilidade dos resultados e a expectativa de manutenção dos critérios utilizados por parte de cada um dos examinadores. Foi usado o índice de Koen's Kappa (K) para a determinação desta concordância. Os resultados referentes a esse teste podem ser observados na tabela 2. Os examinadores 1 e 3 apresentaram nível de concordância de 0,57 e 0,50, respectivamente, sendo considerado moderada em ambos os casos. O examinador 2 apresentou um nível de concordância entre os resultados da primeira e da segunda avaliação de 0,61, concordância considerada satisfatória. Estes dados permitem afirmar que os critérios adotados por cada examinador, no momento dos exames, mantiveram-se constantes. Estes resultados são semelhantes aos obtidos por Kimmes, Saini, Carrol[39] (2006), em estudo que comparou a observação de lesões cáries em radiografias convencionais a suas correspondentes imagens digitalizadas.

Para a concordância interexaminadores, também determinada pelo índice Kappa não-ponderado, observou-se que houve concordância moderada entre os examinadores 1 e 2 (K=0,51). No entanto o examinador 3 apresentou uma concordância regular com os demais (Ex1 x Ex3, K= 0,35; Ex2 x Ex3, K=0,38), conforme apresentado na tabela 3. Estes dados indicam que o diagnóstico de cárie formulado a partir das imagens estudadas depende mais dos critérios e habilidades de cada examinador que das características e informações próprias de cada imagem.

6.2.2 – Probabilidade de não diagnóstico

Como citado acima, um dos parâmetros para a comparação do desempenho dos equipamentos e formatos testados neste estudo foi a probabilidade de não diagnóstico. Definimos como não-diagnóstico as situações onde: 1) o examinador não conseguiu observar se a cárie estava ou não presente, sem que a imagem radiográfica estivesse comprometida; ou 2) quando a imagem não apresentou qualidade suficiente para a formulação de um diagnóstico quanto à presença de lesão de cárie. Embora não tenha feito parte da metodologia o questionamento sobre a qualidade das imagens apresentadas, torna-se possível a determinação de quais grupos experimentais sofreram comprometimento na qualidade da imagem formada. A simples comparação entre os grupos quanto a quantidade de classificações “NC” atribuídas às faces estudadas, apresentados na tabela 4, demonstra a grande quantidade para alguns grupos, como o “Escaner Canon/JPEG”, por exemplo, e poucas notações com este critério para outros, caso do grupo “Convencional”. Este fato nos chamou a atenção e suscitou a necessidade de determinar um parâmetro mais concreto e confiável para tal comparação.

Pela análise dos dados apresentados na mesma tabela, foi ainda possível determinar a probabilidade de não diagnóstico, sendo os dados demonstrados na tabela 5. Desta forma é possível observar que o grupo Convencional apresentou a menor probabilidade de não diagnóstico, de apenas 0,0134, e o grupo Escaner Canon a maior probabilidade, com 0,5283. Este dado é de certa forma compreensível, uma vez que as radiografias convencionais são o ponto de partida para a formação das demais imagens digitais estudadas. O processo de aquisição das imagens digitais apresenta etapas críticas, que podem determinar diferentes graus de comprometimento da qualidade da imagem final. Embora todo cuidado tenha sido tomado no sentido de controlar esses fatores que poderiam ser deletérios, alguns dos processos aplicados fogem ao controle do operador, como, por exemplo, o programa de processamento interno do equipamento.

Porém, não foi possível a comparação destes dados aos de outros estudos, pois nenhum dos trabalhos encontrados na literatura atentou para os dados referentes a este parâmetro de comparação. É conveniente uma maior pesquisa a respeito deste parâmetro, bem como dos fatores que podem influenciá-lo. No entanto, este resultado, assim como os demais, reflete características como a qualidade do programa de processamento interno, do sensor que capturou a imagem, a adaptação às condições de iluminação por parte do equipamento, permitindo-nos julgar se o uso deste equipamento, operando sob as condições determinadas para este estudo, é capaz de fornecer imagens com qualidade suficiente para o diagnóstico de cáries.

6.2.3 – Sensibilidade, especificidade e acurácia

A probabilidade de um resultado positivo de teste dado que o indivíduo testado realmente tenha a doença é chamada de sensibilidade de um teste. Portanto, faz inferência aos resultados verdadeiros positivos. A especificidade de um teste é a probabilidade de que seu resultado seja negativo, dado que o indivíduo testado não tenha a doença. Assim a especificidade está relacionada aos resultados verdadeiros negativos (Pagano, Gauvreau[52], 2004). Dessa forma, ambas as características são desejáveis para um determinado exame diagnóstico. No entanto, os exames diagnósticos não conseguem ser tanto altamente sensíveis quanto específicos. Como exemplo, podemos citar o estudo de Wenzel, Heiter-Neto, Gotfredsen[74] (2007), onde o as imagens geradas pelo sistema Digora super-resolution apresentaram a maior sensibilidade, ao mesmo tempo em que apresentaram também a menor especificidade quando comparadas às imagens geradas pelos outros sistemas avaliados.

Acurácia pode ser definida como a habilidade de medir ou determinar o que o método empregado se propõe a medir ou determinar (Huysman, Longbottom[30], 2004), ou seja, é a capacidade de apresentar determinada condição ou doença com alto grau de confiabilidade.

Estas três características podem ser utilizadas para avaliar se um exame diagnóstico tem de fato aplicação clínica, uma vez que tanto a quantidade de resultados verdadeiros, sejam eles positivos ou negativos, quanto à confiabilidade das informações provindas de um determinado exame constituem a base de um diagnóstico seguro. Podem ser utilizadas como critério de comparação entre diferentes técnicas de exames por imagem, sejam convencionais ou digitais (Ohki, Okano, Nakamura[50], 1994; White, Yoon[83], 1997; Ludlow, Abreu Junior[42], 1999; Syriopoulos, Sanderink, Velders, Van Der Stelt[67], 2000; Akdeniz, Gröndahl, Magnusson[2], 2006; Wenzel, Haiter-Neto,

Gotfredsen[74], 2007). Cabe ressaltar que a sensibilidade, a especificidade e a acurácia não são os únicos parâmetros usados para essas comparações. Diversos estudos utilizam-se de variadas metodologias, analisando diferentes características acerca do diagnóstico de cárie e dos métodos aplicados para tal (Kleier, Hicks, Flaitz[40], 1987; Kang, Farman, Scarfe, Goldsmith[37], 1996; Lunder, Von Der Fehr[43], 1996; Cederberg, Frederiksen, Benson, Shulman[10], 1999; Janhom, Van Der Stelt, Van Ginkel[33], 2000; Abreu Júnior, Mol, Ludlow[1], 2001; Janhom, Van Ginkel, Van Amerongen, Van Der Estelt[34], 2001; Wenzel, Haiter-Neto, Gotfredsen[75], 2007).

Em nosso estudo foram determinados os valores médios de sensibilidade, especificidade e acurácia para cada equipamento, em ambos os formatos, e para as radiografias convencionais. Estes resultados podem ser observados na tabela 6.

Os valores para sensibilidade variaram de 0,24 a 0,53, para os grupos Rebel XT/JPEG e Convencional, respectivamente. Estes resultados foram superiores aos encontrados no estudo de Wenzel, Haiter-Neto, Gotfredsen[74] (2007), onde os autores avaliaram três sistemas de radiografia digital direta, em diferentes resoluções, obtendo uma variação entre 0,16 a 0,24.

Os valores para a especificidade variaram, em nosso estudo, dentro de uma faixa muito restrita, de 0,93 a 0,97. Em comparação com os resultados obtidos no estudo de Wenzel, Haiter-Neto, Gotfredsen[74] (2007), onde a variação foi de 0,85 a 0,94, novamente obtivemos resultados maiores.

Embora White, Yoon[83] (1997) tenham obtido valores para sensibilidade de 0,34 a 1,00 para as imagens digitais, e de 0,43 a 1,00 para as radiografias convencionais, e especificidade entre 0,00 e 0,92, para as imagens digitais, e entre 0,00 e 0,89 para as radiografias convencionais, estes resultados não podem ser comparados diretamente aos observados em nosso estudo,

uma vez que os autores apresentaram os valores de forma estratificada para cada uma das classificações utilizadas na avaliação da presença de cáries, numa escala de cinco níveis.

É importante relembrar que excluímos dos cálculos destes valores as faces que foram consideradas inconclusivas quanto à presença de cáries, por não constituírem um resultado propriamente falso. Este procedimento pode explicar o motivo de valores maiores quando comparados aos de outros estudos, e torna ainda mais importante a consideração a respeito da qualidade da imagem e da probabilidade de não diagnóstico, já discutidas.

6.2.4 – Equipamentos e formatos de imagem

Foco principal deste estudo, a avaliação de novas tecnologias e equipamentos se faz necessária para determinar parâmetros de confiabilidade e limites para a aplicação destes nas mais diversas áreas. Embora o uso de tecnologia de ponta seja desejável, somente com a condução de estudos norteados por metodologia adequada é que podem ser determinados os benefícios e limites desta tecnologia, para que ela possa ser inserida na área de conhecimento de interesse, para a finalidade desejada.

Neste estudo, buscamos determinar se: 1) houve influência do equipamento usado para a digitalização da radiografia convencional no diagnóstico de cárie; 2) se houve influência do formato de imagem no mesmo diagnóstico; e 3) em quais situações os resultados obtidos com as imagens digitais puderam ser equivalentes aos da radiografia convencional.

Depois de determinados os valores de sensibilidade, especificidade e acurácia, estes serviram também como base para a comparação entre os equipamentos e formatos de imagem. Para esta avaliação, foi aplicado o teste

de variância a dois critérios (ANOVA). Foi possível determinar que houve diferença significante e, por este motivo, foi necessária a aplicação do Teste de Tukey. As comparações não apresentaram diferença estatisticamente significante entre os formatos de imagem. Mas apontaram as diferenças significantes entre a sensibilidade, especificidade e acurácia de cada equipamento avaliado (Tabela 7 a 9).

Foi aplicado ainda o teste das proporções para a comparação entre grupos experimentais de um mesmo formato e radiografias convencionais, para determinar se a proporção de acertos e erros foi maior para algum dos equipamentos (Tabelas de 10 a 27). Para um refinamento maior dos resultados foram determinadas as seguintes situações: ausência de cáries, ou seja, a quantidade de resultados verdadeiros negativos apontados por cada examinador; presença de cárie, onde os resultados verdadeiros positivos foram levados em conta; e a profundidade da lesão cariosa observada.

A análise destes resultados permite observar que houve um nível concordância mediano entre os examinadores, corroborando, embora sem correlação direta, os resultados observados no teste de Cohen's Kappa (Tabela 3). Contudo, se observarmos de forma global os resultados quanto à ausência de lesão de cárie, podemos inferir que a maior quantidade de diferenças de valores estatisticamente significantes entre os demais grupos concentra-se nos escâneres, principalmente no Escaner Canon, para ambos os formatos. Embora este teste tenha levado em conta os resultados verdadeiros negativos, não é adequado estabelecer uma correlação direta com os valores de especificidade, uma vez que para os testes de proporções foram contabilizados como erros até mesmo os resultados "NC", por uma necessidade inerente ao teste. Para a determinação da especificidade os resultados "NC" foram desconsiderados,

valendo-nos apenas daqueles em que houve de fato o erro quanto à presença da lesão de cárie.

Quando comparados às probabilidades de não diagnóstico, podemos observar que o Escaner Canon apresentou os resultados menos favoráveis ao diagnóstico, uma vez que este equipamento apresentou as piores médias.

Em relação à presença de cáries os resultados foram semelhantes para todos os equipamentos e radiografias convencionais, em ambos os formatos, para todos os examinadores. Vale a ressalva que, a exemplo dos testes de proporções para ausência de cáries quando comparada à especificidade, os testes de proporções para a presença de lesão de cárie não estabelece relação direta com a sensibilidade, pelos mesmos motivos apresentados anteriormente.

Para os resultados relativos à profundidade da lesão cariosa, nenhuma diferença estatisticamente significante foi observada, havendo desempenho semelhante para todos os equipamentos, em ambos os formatos, para todos os examinadores.

Muitos fatores podem influenciar a formação, e assim a qualidade, da imagem obtida na digitalização de radiografias convencionais, conforme apresentado pela revisão da literatura. A metodologia deste estudo foi delineada com o intuito de controlar o maior número possível de variáveis, restringindo a avaliação às características próprias de cada aparelho, tais como programa de processamento e qualidade do sensor.

A exemplo da gama de variáveis envolvidas na digitalização das radiografias, os métodos de obtenção de dados e avaliação destes fatores também são numerosos, o que muitas vezes pode dificultar a comparação entre as informações apresentadas nos estudos com esta finalidade. A escolha

dos testes aplicados em nossa pesquisa levou em conta todas as dúvidas que poderiam surgir a respeito da capacidade de aplicação das técnicas estudadas, tais como, reprodutibilidade, se resultado obtido depende mais do tipo exame aplicado ou do examinador que determina o diagnóstico e a influência dos casos onde não foi possível determinar um diagnóstico no resultado global de cada equipamento ou formato empregado.

7 Conclusões

7 – CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos e sob os limites inerentes à metodologia aplica, foi possível concluir que:

- Os aparelhos usados na digitalização de radiografias avaliados apresentaram diferenças estatisticamente significantes. O escaner CanonScan apresentou o pior desempenho, não sendo adequado seu uso para digitalização de radiografias para determinação de diagnóstico de cáries;
- Os formatos de imagem JPEG e TIFF não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, e não influenciaram os resultados dos testes aplicados. São, portanto, equivalentes e não impedem seu uso para o diagnóstico de cáries proximais;
- A comparação entre os equipamentos usados no diagnóstico de cáries proximais, em ambos os formatos, e as radiografias convencionais, indicou que o Escaner CanonScan gerou imagens de qualidade inferior, em ambos os formatos, não apresentando qualidade suficiente para o diagnóstico quando comparado aos demais equipamentos.

Referências bibliográficas

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Abreu Júnior A, Mol A, Ludlow J. Performance of RVGui sensor and Kodak Ektaspeed plus film for proximal caries detection. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 2001; 91(3), 381-5.
2. Akdeniz BG, Gröndahl HG, Magnusson B. Accuracy of proximal caries depth measurements: comparison between limited cone beam computed tomography, storage phosphor and film radiography. Caries Res. 2006; 40(3), 202-7.
3. Alecrim E. Monitores de vídeo. [texto na internet] 2003 jun 30. [acesso em 2007 set 22]. Disponível em: http://www.infowester.com/monitores.php
4. Alecrim E. Monitores LCD: liquid crystal display. [texto na internet] 2006 ago 26 [acesso em 2007 set 15]. Disponível em: http://www.infowester.com/monlcd.php
5. Araki K, Endo A, Okano T. An objectie comparison of four digital intra-oral radiographic systems: sensitometric properties em resolution. Dentomaxillofac Dent 2000; 29(2), 76-80
6. Attaelmanan A, Borg E, Gröndahl HG. Digitisation and display of intra-oral films. Dentomaxillofac Radiol. 2000; 29, 97-102.
7. Bader JD, Shugars DA, Bonito AJ. Systematic reviews of selected dental caries diagnostic and management methods. J Dent Edu 2001; 65(10), 960-8.
8. Bóscolo, F. N. *et al*. Estudo clínico comparativo da qualidade de imagem de três sistemas radiográficos digitais, filme E-speed e filme digitalizado. Pesqui Odontol Bras, v. 15, n. 4, p. 327-333, out./dez. 2001.

9. Capelozza, ALA. Estudo comparativo de algumas lesões do periápice através da imagem radiográfica convencional e imagem digital indireta utilizando o programa Adobe Photoshop 5.0 Bauru, 2001. 116p. Tese (Livre docência) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
10. Cederbeg RA, Frederiksen NL, Benson BW, Shulman JD Influence of the digital image display monitor on observer performance Dentomaxillofac Radiol 1999; 28(4), 203-7
11. Davidson HC, Johnston DJ, Christian ME, Harnsberger HR Comparison of radiographic image quality from four digitization devices as viewed on computer monitors J Digital Imaging 2001; 14(1), 24-9
12. Downer MC. Concurrent validity of an epidemiological diagnostic system for caries with the histological appearance of extracted teeth as validating criterion. Caries Res. 1975; 9, 231-46.
13. Eikenbeg A, Dolley S. Detection of interproximal caries using methods applicable to a field environment: digital radiography, manually processed film, and self-developing film. Mil Med 2001; 166(4),
14. Elias PR. Monitores crt, plasma e lcd: os detalhes técnicos. [texto na internet] 2007 jan 22[acesso em 2007 set 15], disponível em http://webinsider.uol.com.br/index.php/2007/01/22/monitores-crt-plasma-e-lcd-os-detalhes-tecnicos/
15. Featherstone JDB, Mellberg JR. Relative rates of progress in bovine, ovine and human enamel. Caries Res. 1981; 15(1), 109-14.
16. Fidler A, Likar B, Pernus F, Skaleric U. Comparative evaluation of JPEG and JPEG2000 compression in quantitative digital subtraction

radiography Dentomaxillofac Radiol 2002; 31(6), 378-84.

17. Fidler A, Likar B, Pernus F, Skaleric U. Impact of JPEG lossy image compression on quantitative digital subtraction radiography Dentomaxillofac Radiol. 2002; 31(2), 106-12.
18. Fidler A, Likar B, Skaleric U. Lossy JPEG compression: easy to compress, hard to compare. Dentomaxillofac Radiol 2006 Mar; 35 (2), 67-73.
19. Forner L, Llena MC, Almerich JM, Garcia-Godoy F. Digital radiology and image analysis for approximal caries diagnosis. Oper Dent. 1999; 24(5), 312-5.
20. Freitas GDR, Xavier CRG, Capelozza ALA. Confecção de modelos de gesso com características radiográficas compatíveis com osso humano. [monografia]. Bauru (SP); Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2006.
21. Goga R, Chandler NP, Love RM. Clarity and diagnostic quality of digitized conventional intraoral radiographs. Dentomaxillofac Radiol. 2004; 33: 103-7.
22. Güneri P, Lomçali G, Boyacioğlu H, Kendir S. The effects of incremental brightness and contrast adjustments on radiographic data: a quantitative study. Dentomaxillofac. Radiol. 2005; 34, 20–27.
23. Gürdal P, Hildebolt CF, Akdeniz BG The effects of different image file formats and image-analysis software programs on dental radiometric digital evaluations. Dentomaxillofac Radiol 2001; 30(1), 50-5.
24. Haak R, Wicht MJ, Hellmich M, Nowak G, Noack MJ Influence of room lighting on grey-scale perception with a CRT and a TFT monitor display. Dentomaxillofac Radiol 2002; 31(3), 193-7.
25. Haak R, Wicht MJ, Noack MJ. Conventional, digital and contrast-

enhanced bitewing radiographs in decision to restore approximal carious lesions. Caries Res. 2001; 35(3), 193-9.

26. Haak R, Wicht MJ. Grey-scale reversed radiographic display in detection of approximal caries. J Dent 2005; 33, 65-71.
27. Haak, R. et al. Influence of displayed image size on radiographic detection of approximal caries. Dentomaxillofac. Radiol., v.32, n., p.242-6, 2003
28. Hintze H, Wenzel A, Larsen MJ. Stereomicroscopy, film radiography, microradiography and naked-eye inspection of tooth sections as validation for occlusal caries diagnosis. Caries Res 1995; 29:359 - 63.
29. Hintze h, Wenzel A. Influence of the validation method on diagnostic accuracy for caries. A comparison of six digital and two conventional radiographic systems. Dentomaxillofac Radiol. 2002; 31(1), 44-9.
30. Huysman MCDNJM, Longbottom C. The challenges of validating diagnostic methods and selecting appropriate gold standards. J Dent Res. 2004; 83(spec iss. C), C48-52.
31. Iglesias R. Introdução à fotografia digital. [texto na internet] 2000 mar. [acesso em 2007 set 22]. Disponível em: http://www.iar.unicamp.br/disciplinas/fotografiadigital/artigo01.htm
32. Jacobsen JH, Hansen B, Wenzel A, Hintze H. Relationship between histological and radiographic caries lesion depth measured in images from four digital radiography systems. Caries Res 2004; 38(1), 34-8.
33. Janhom A, Van Der Stelt, Van Ginkel FC. Interaction between noise and file compression and its effect on the recognition of caries in digital imaging. Dentomaxillofac. Radiol. 2000; 29(1), 20-7.
34. Janhom A, Van Ginkel FC, Van Amerongen JP, Van Der Estelt PF. Scanning resolution and detection of approximal caries.

Dentomaxillofac Radiol. 2001; 30(3), 166-71.

35. Janhom A, Van Der Stelt PF, Sanderink GCH. A comparison of two compression algorithms and the detection of caries. Dentomaxillofac. Radiol. v.31, n.4, p.257-63, Jul., 2002.
36. Kang BC, Farman AG, Scarfe WC, Goldsmith LJ. Mechanical defects in dental enamel vs natural dental caries: observer differentiation using ektaspeed plus film. Caries Research 1996; 30(2), 156-62.
37. Kang BC, Goldsmith LJ, Farman AG. Observer differentiation of mechanical defects versus natural dental caries cavitations on monitor-diplayed images with imaginng plate readout. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1998; 86, 595-600.
38. Kantor ML. Dental digital radiography: more than a fad, less than a revolution JADA. 2005; 136, 1358-60.
39. Kimmes NS, Saini TS, Carroll LR. Comparison of clinician agreement during visualization of conventional and digitized bitewing radiographs. Gen Dent. 2006; 54(3), 182-5.
40. Kleier DJ, Hicks MJ, Flaitz CM. A comparison of ultraspeed and ektaspeed dental x-ray film: in vitro study of the radiographic and histologic appearance of interproximal lesions. Quintenssence Int. 1987; 18(9), 623-31.
41. Kositbowornchai S, Basiw M, Promwang Y, Morangorn H, Sooksuntisakoonchai N. Accuracy of diagnosing occlusal caries using enhanced digital images. Dentomaxillofac Radiol. 2004; 33(4), 236-40.
42. Ludlow JB, Abreu-Júnior M. Performance of film, desktop monitor and laptop displays in caries detection. Dentomaxillofac. Radiol. 199; 28(1), 26-30.

43. Lunder N, Von Der Fehr FR. Approximal cavitation related to bite-wing image and caries activity in adolescents. Caries Res. 1996; 30(2), 143-7.
44. Marthaler TM, Germann M. Radiographic And Visual Appearance Of Small Smooth Surface Carious Lesions Studied On Extracted Teeth. Caries Res. 1970; 4, 224-42.
45. Milles DA. The deal of digital: the status of radiographic imaging. Compend Contin Educ Dent. 2002; 22(12),1057-62.
46. Moystad A, Svanaes DB, Larhein TA, Grödahl G. Effect of image magnification of digitized bitewing radiographs on approximal caries detection: an in vitro study. Dentomaxillofac Radiol. 1995; 24(4), 255-9.
47. Moystad A, Svanaes DB, Larhein TA, Grödahl HG The effect of cathode ray tube display format on observer performace in dental digitized radiography: comparison with plain films. Dentomallofac Radiol 1994; 23(4), 206-10.
48. Nair MK, Ludlow JB, May KN, Nair UP, Johson MP, Close JM. Diagnostic accuracy of intraoral film and direct digital images for detection of simulated recurrent decay. Oper Dent. 2001; 26(3), 223-30.
49. Nair MK, Nair UP. An in vitro evaluation of Kodak Insigth and Ektaspeed Plus film with a CMOS detector for natural proximal caries: ROC analysis. Caries Res. 2001; 35(5), 354-9.
50. Ohki M, Okano T, Nakamura T. Factors determining the diagnostic accuracy of digitized conventional intraoral radiographs. Dentomaxillofac. Radiol. 1994; 23(02), 77-82.
51. Otis LL, Sherman RG. Assessing the accuracy of caries diagnosis via

radiograph: film vs print. JADA. 2005; 136, 323-30.

52. Pagano M, Gauvreau K. Princípios de bioestatística. 3ª ed. São Paulo: Pioneira Tomson Learning; 2004.
53. Pfeiffer P, Schmage P, Nergiz I, Platzer U. Effects of different exposure values on diagnostic accuracy of digital images. Quintessence Int. 2000; 31(4), 257-60.
54. Pitts NB. Modern concepts of caries measurements. J Dent Res. 2004; 83(Spec Iss C), C43-7.
55. Prapayasatok S, Janhom A, Verochana K, Pramojanee S. Digital camera resolution and proximal caries detection. Dentomaxillofac Radiol. 2006; 35(4), 253-7.
56. Price C, Ergul N. A comparison of film-based and direct digital dental radiographic system using a proximal caries model. Dentomaxillofac Radiol. 1997; 26(1), 45-52.
57. Ricke J, Hänninen EL, Zielinski C, Amthauer H, Stroszezynski C, Liebig T, et al. Shortcomings of low-cost imaging systems for viewing computed radiographs. Computazed Medical Imaging Graphics 2000; 24, 25-32.
58. Rubira-Bullen IRF. Avaliação do processo de digitalização de três equipamentos por meio dos valores de pixels atribuídos a uma imagem radiográfica. [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2004.
59. Saden E, Koob A, Hassfeld, Staehle HJ, Eickholz P. Reliability of digital radiography of interproximal dental caries. Am J Dent 2003; 16(3), 170-6.
60. Satoshi H, Ikeda M, Ishigaki T, Usami H, Shimamoto K, Kato K. Effects of monitor luminance change on observer detection performance.

Computazed Medical Imaging Graphics 2005.

61. Schmidlin PR, Tepper SA, Criba H, Lutz F In vitro assessment of incipient approximal carious lesions using computer-assisted densitometric image analysis. J Dent 2002; 30, 305-11.
62. Schule RKW, Rosing STR, D`Hoedt B Contrast perception in digitized panoramic radiographs compared with their film-based origim. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 2002; 94(3), 388-94.
63. Shrout MK, Potter BJ, Yurgalavage HM, Hildebolt CF, Vannier MW. 35-mm film scanner as an intraoral dental radiograph digitizer I: a quantitative evaluation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1993; 76(4), 502-9.
64. Shrout MK, Potter BJ, Yurgalavage HM, Hildebolt CF, Vannier MW. 35-mm film scanner as an intraoral dental radiograph digitizer II: effects of brightness and contrast adjustments. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1993; 76(4), 510-8.
65. Silva MAGS, Tavano O. Uma avaliação dos métodos usados no diagnóstico da cárie dentária. CEDADE News. 1996; 4(1): 7-17.
66. Siragusa M, McDonnell DJ. Indirect digital images: limit of image compression for diagnosis in endodontics. International Endodontic Journal 2002; 35, 991-5.
67. Syriopoulos K, Sanderink GC, Velders XL, Van Der Stelt PF. Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems. Dentomaxillofac Radiol. 2000; 29(5), 312-8.
68. Tavano O, Capelozza ALA, Tosoni GM, Silva MAGS. Diagnóstico de cáries: comparação entre imagens radiográficas convencionais e digitais. Revista da ABRO 2001; 2(2), 23-9.

69. Torriani DD, Gonçalves MR, Vieira JB. Comparação entre os exames radiográficos convencional e digitalizado em relação ao plano de tratamento de superfÌcies oclusais. Pesqui Odontol Bras, 2000; 14(3), 256-261.
70. Tovo MF, Vono BG, Tavano O. Comparação entre filmes radiográficos e o sistema digital Digora, no diagnóstico de lesões de cárie dentinária em superfície proximal de molares decíduos. Pesqui Odontol Bras. 2000; 14(4), 399-405.
71. Uprichard KK, Potter BJ, Russel CM, Schafer TE, Adair S, Weller RN. Comparison of direct digital and conventional radigraphy for the detection of proximal surface caries in the mixed dentition. Pediatr Dent. 2000; 22(1), 9-15.
72. Versteeg CH, Sanderink GC, Van Der Stelt PF. Efficacy of digital intraoral radiography in clinical dentistry. J Dent. 1997; 25(3/4), 215-24.
73. Versteeg CH, Sanderink GCH, Lobach SR, Van Der Stelt PF Reduction in size of digital images: does it lead to less detectability or loss of diagnostic information? Dentomaxillofac Radiol 1998; 27(2), 93-6.
74. Wenzel A, Haiter-Neto F, Gotfredsen E. Inflence of spatial resolution and bit depth on detection of small caries lesions with digital receptors. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 2007; 103(3), 418-22.
75. Wenzel A, Haiter-Neto F, Gotfredsen E. Risk factors for a false positive test outcome in diagnosis of caries in approximal surfaces: impact of radiographic modality and observer characteristics. Caries Res 2007; 41(3), 170-6.
76. Wenzel A, Hintze H. The choice of gold standard for evaluating tests for caries diagnosis. Dentomaxillofac Radiol. 1999; 28(3), 132-6.

77. Wenzel A, Hintze H. Comparison of microscopy and radiography as gold standards in radiographic caries diagnosis. Dentomaxillofac Radiol. 1999; 28(3), 182-5.
78. Wenzel A, Pitts N, Verdonschot EH, Kalsbeek H. Developments in radiographic caries diagnosis. J Dent. 1993; 21(3): 131-40.
79. Wenzel A. Digital imaging for dental caries. Dent Clin North Am. 2000; 44(2), 319-38.
80. Wenzel A. Bitewing and digital bitewing radiography for detection of caries lesions. J Dent Res 2004; 83(spec. Iss. C), 72-5.
81. Wenzel, A. *et al.* Accuracy of computer-automated caries detection in digital radiographs compared with human observers. European Journal of Oral Sciences 2002; 110(3),199.
82. White SC, Heslop EW, Hollender LG, Mosier KM, Ruprecht A, Shrout MK. Parameters of radiologic care: an official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001;91:498-511.
83. White SC, Yoon DC. Comparative performance of digital and conventional images for detecting proximal surface caries. Dentomaxillofac Radiol 1997; 26(1): 32-8.
84. Yoshiura K, Nakayama E, Shimizu M, Goto Tk, Chikui T, Kawazu T, Okamura K. Effects of the automatic exposure compensation on the proximal caries diagnosis. Dentomaxillofac Radiol. 2005;34:140-4.
85. Yoshiura K, Okamura K, Tokumori K, Nakayama E, Chikui T, Goto TK, Shimizu M, Kawazu T. Correlation between diagnostic accuracy and perceptibility. Dentomaxillofac Radiol. 2005 Nov;34(6):350-2.
86. Yuasa H, Ariji Y, Ohki M, Naitoh M, Shiojima M, Ushida M, et al. Joint photographic experts group compression of intraoral radiographs for

image transmission on the world wide web. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1999; 88(01),93-9.

87. Zoellner A, Diemer B, Weber HP, Stassinakis A, Gaengler P. Histologic and radiographic assessment of caries-like lesions localized at the crown margin. J Prosthet Dent 2002; 88(1), 54-9.

Anexo

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru
Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-901 – C.P. 73
PABX (0XX14)3235-8000 – FAX (0XX14)3223-4679

Comitê de Ética em Pesquisa

Processo nº 99/2004

Bauru, 09 de agosto de 2004.

Senhora Professora,

O projeto de pesquisa encaminhado a este Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos, denominado "**Influência de diferentes meios de aquisição de radiografias digitais indiretas na avaliação de cáries proximais**", de autoria de Cláudio Roberto Gaião Xavier, que será desenvolvido sob sua orientação, foi enviado ao relator para avaliação.

Na reunião de 05 de agosto de 2004 o parecer do relator, **aprovando o projeto**, foi aceito pelo Comitê, considerando que não existem infrações éticas pendentes.

Informamos que após o envio do trabalho concluído, este Comitê enviará o parecer final, que será utilizado para publicação do trabalho.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Arsênio Sales Peres
Vice-Coordenador

Ilmª Srª **Profª Drª Ana Lúcia Alvares Capelozza**
DD. Docente do Departamento de Estomatologia

Livros Grátis

(http://www.livrosgratis.com.br)

Milhares de Livros para Download:

Baixar livros de Administração
Baixar livros de Agronomia
Baixar livros de Arquitetura
Baixar livros de Artes
Baixar livros de Astronomia
Baixar livros de Biologia Geral
Baixar livros de Ciência da Computação
Baixar livros de Ciência da Informação
Baixar livros de Ciência Política
Baixar livros de Ciências da Saúde
Baixar livros de Comunicação
Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE
Baixar livros de Defesa civil
Baixar livros de Direito
Baixar livros de Direitos humanos
Baixar livros de Economia
Baixar livros de Economia Doméstica
Baixar livros de Educação
Baixar livros de Educação - Trânsito
Baixar livros de Educação Física
Baixar livros de Engenharia Aeroespacial
Baixar livros de Farmácia
Baixar livros de Filosofia
Baixar livros de Física
Baixar livros de Geociências
Baixar livros de Geografia
Baixar livros de História
Baixar livros de Línguas

Baixar livros de Literatura
Baixar livros de Literatura de Cordel
Baixar livros de Literatura Infantil
Baixar livros de Matemática
Baixar livros de Medicina
Baixar livros de Medicina Veterinária
Baixar livros de Meio Ambiente
Baixar livros de Meteorologia
Baixar Monografias e TCC
Baixar livros Multidisciplinar
Baixar livros de Música
Baixar livros de Psicologia
Baixar livros de Química
Baixar livros de Saúde Coletiva
Baixar livros de Serviço Social
Baixar livros de Sociologia
Baixar livros de Teologia
Baixar livros de Trabalho
Baixar livros de Turismo