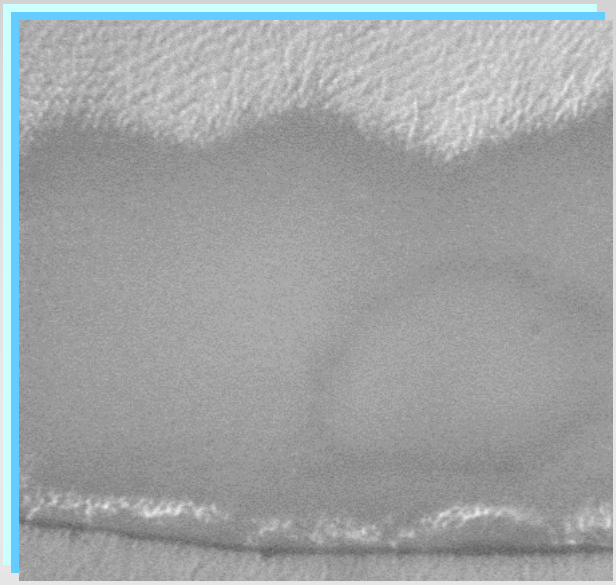
Rívea Inês Ferreira

Avaliação comparativa das imagens por subtração obtidas por filme radiográfico e sistemas digitais, no diagnóstico de lesões de cárie em esmalte



Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção do título de Doutor em Radiologia Odontológica.

Piracicaba

2004

Rívea Inês Ferreira

Avaliação comparativa das imagens por subtração obtidas por filme radiográfico e sistemas digitais, no diagnóstico de lesões de cárie em esmalte

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção do título de Doutor em Radiologia Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Francisco Haiter Neto

Banca Examinadora:
Profa. Dra. Cínthia Pereira Machado Tabchoury
Prof. Dr. Frab Norberto Bóscolo
Prof. Dr. Francisco Haiter Neto
Prof. Dr. Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti
Profa. Dra. Solange Maria de Almeida

Piracicaba
2004

Ficha Catalográfica

Ferreira, Rívea Inês.
F413a Avaliação comparativa das imagens por subtração obtidas filme radiográfico e sistemas digitais, no diagnóstico de lesõe cárie em esmalte. / Rívea Inês Ferreira. -- Piracicaba, SP : [s. 2004.
xxiii, 139p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Francisco Haiter Neto..
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Radiografia. 2. Cáries dentárias. I. Haiter Neto, Francisco. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8–6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 27 de Abril de 2004, considerou a candidata RÍVEA INÊS FERREIRA aprovada.

1. Prof. Dr. FRANCISCO HAITER NETO_____

2. Prof. Dr. MARCELO DE GUSMÃO PARAÍSO CAVALCANTI_____

3. Profa. Dra. CINTHIA PEREIRA MACHADO TABCHOURY_____

4. Profa. Dra. SOLANGE MARIA DE ALMEIDA_____

5. Prof. Dr. FRAB NORBERTO BOSCOLO_____

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
DESENVOLVIMENTO DE COLEÇÕES

Dedico esta tese a:

minha mãe ARACI, pelo amor, por tanta compreensão e abnegação, sentimentos que me confortam e estimulam a trabalhar com muito mais afinco.

meu pai VALTER, pelo carinho e apoio, imprescindíveis em vários momentos de minha vida.

minha querida irmã SANDRA, pessoa muito equilibrada, que sempre me aconselha a perceber o lado bom das nossas provações.

meus irmãos SÉRGIO e RICARDO, pelo sentimento fraterno incondicional que nos une fortemente, mesmo estando tão distantes.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao PAI e aos bons espíritos, pela orientação positiva, que nos ajuda a aceitar as provas e as expiações como instrumentos de transformação e estímulo para o crescimento moral.

Ao Prof. Dr. FRANCISCO HAITER NETO, pessoa iluminada, não somente por ter acreditado em meu trabalho, mas também por ter me acompanhado com muita dedicação em todas as fases desta tese. O senhor é o principal responsável por minha obstinação em realizar as tarefas da maneira mais correta possível...ainda que, algumas vezes, as circunstâncias sejam desfavoráveis.

À Profa. Dra. CÍNTHIA PEREIRA MACHADO TABCHOURY, um exemplo de pesquisadora, mãe e educadora, pelo companheirismo, delicadeza e competência com que sempre se dispôs a nos auxiliar. Muito obrigada pela confiança depositada em minha pessoa!

Ao Prof. Dr. FRAB NORBERTO BÓSCOLO, nosso grandioso Mestre, por ter aberto mais uma vez as portas da Radiologia, para que eu desenvolvesse meu trabalho.

À Profa. Dra. SOLANGE MARIA DE ALMEIDA, pela postura profissional e comportamento imparcial como docente. Sinceramente, nosso convívio foi prazeroso durante este curso.

Ao Prof. Dr. JAIME APARECIDO CURY, outro grande Mestre, que ensina e auxilia todos os seus alunos a Promover Saúde Bucal com muita sapiência e humildade.

Ao Prof. Dr. MÁRIO ROBERTO VIZIOLI, pelos ensinamentos acerca da vida e da Odontologia.

Ao Prof. Dr. AGENOR MONTEBELO FILHO, pessoa prestativa que transmite seus conhecimentos com boa vontade.

À Profa. Dra. SILVANA PEREIRA BARROS, pelo apoio e incentivo que me motivaram no início deste curso.

À LENY ROSILHO, do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pelas orientações na elaboração do projeto de pesquisa desta tese.

Aos cirurgiões-dentistas EDUARDO MEDINA, JAMIL HADDAD, LUCIANA GARCEZ, MELISSA BANCI, PAULA BORELLI, PRISCILA CAMARGO, RODRIGO CALADO, RUBENS FRANCO, RUI SAMPAIO e VALDEREDO TEIXEIRA Jr., pela coleta dos dentes utilizados nos estudos pilotos desta pesquisa.

Aos técnicos do laboratório de Bioquímica Oral da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, JOSÉ ALFREDO DA SILVA, MARIZA DE JESUS CARLOS SOARES e WALDOMIRO VIEIRA FILHO, pelo auxílio no desenvolvimento da etapa experimental deste trabalho.

Aos técnicos da clínica de Radiologia Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, ANTONIO CAMARGO, GISELDA GONÇALVES e WALDECK RIBEIRO, por disponibilizarem os recursos necessários à aquisição das imagens radiográficas desta tese.

Ao Prof. Dr. LUIS AUGUSTO PASSERI, pela gentileza em permitir que seus alunos de pós-graduação coletassem a amostra de dentes que foram utilizados na etapa experimental desta pesquisa.

Aos colegas de pós-graduação, em especial, ANDERSON HARA, CAROLINA AIRES, CELSO QUEIROZ, GIOVANA PECHARKI, LÍVIA TENUTA, MAURO MARTINS e ROSANE ARGENTA, pelo auxílio no manejo dos equipamentos utilizados nesta tese.

Às colegas do curso de Doutorado em Radiologia Odontológica, ANDRÉA DOMINGOS, KARINA DEVITO e MARIA LUIZA PONTUAL, profissionais respeitáveis e criteriosas, pela presteza com que procederam às avaliações das imagens radiográficas, pelo método comparativo.

Aos amigos ANDRÉ MOEHLECKE e PEDRO CELSO DE LARA, do Instituto de Matemática, Estatística e Computação Científica, da Universidade Estadual de Campinas, que executaram as análises estatísticas desta tese com muita competência e dedicação.

Às bibliotecárias HELOISA MARIA CECCOTTI e MARILENE GIRELLO, pelo auxílio indispensável, durante a formatação deste trabalho.

À Profa. SILVIANE DE SOUZA, pelo empenho na revisão final dos textos que compõem esta tese.

Aos amigos de todas as horas, com quem posso compartilhar meus sentimentos mais profundos: ANDRÉ COSTA e SABRINA BARROS.

À RAQUEL SACCHI, ROBERTA MORALES e LUCIENE CORDEIRO DOS SANTOS, da secretaria da área de Radiologia Odontológica, sempre dispostas a agilizar as solicitações dos alunos de pós-graduação.

A todos os meus colegas da Prefeitura Municipal de Campinas, que vivenciaram indiretamente os pequeninos obstáculos que tive de transpor, até a finalização deste curso de Doutorado. Em particular, à coordenadora MÁRCIA HELENA AMARAL, que viabilizou a conciliação de meu emprego público com o curso. Minha eterna gratidão...

Às pessoas que cruzaram minha vida durante o período do curso de Doutorado. Embora não tenham sido incluídas em uma lista, para que não fosse cometida a injustiça do esquecimento de algum nome, certamente, todas deixaram um ensinamento importante ou uma palavra de conforto!

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. THALES ROCHA DE MATTOS FILHO e ao Prof. Dr. MÁRIO FERNANDO DE GÓES, diretor e diretor associado, respectivamente, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Instituição respeitada dentro e fora deste país, pela qualidade no ensino da Odontologia. Essa Faculdade é um local que me propicia evolução moral e intelectual.

Ao Prof. Dr. LOURENÇO CORRER SOBRINHO e à Profa. Dra. GLAUCIA MARIA BOVI AMBROSANO, coordenador e coordenadora suplente da Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pelo empenho no gerenciamento de cursos tão bem conceituados.

Às secretárias da Coordenadoria de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, SÔNIA LORDELLO ARTHUR e ÉRICA SINHORETI, pela disposição em colaborar sempre que solicitadas.

Eu apenas queria que você soubesse
Que aquela alegria ainda está comigo
E que a minha ternura não ficou na estrada
Não ficou no tempo, presa na poeira

Eu apenas queria dizer
A todo mundo que me gosta
Que, hoje, eu me gosto muito mais
Porque me entendo muito mais também
E que a atitude de recomeçar
É todo dia, toda hora...

Luiz Gonzaga Jr.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS 1

RESUMO 3

ABSTRACT 5

1. INTRODUÇÃO 7

2. REVISÃO DA LITERATURA 11

2.1 DIAGNÓSTICO RADIOGRÁFICO DA CÁRIE DENTÁRIA 11

2.2 APLICAÇÕES DAS IMAGENS POR SUBTRAÇÃO RADIOGRÁFICA DIGITAL NA PESQUISA DA CÁRIE DENTÁRIA 23

3. PROPOSIÇÃO 31

4. MATERIAL E MÉTODOS 33

4.1 SELEÇÃO DOS DENTES 33

4.2 INDUÇÃO DAS LESÕES DE CÁRIE PROXIMAIS INCIPIENTES 34

4.3 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS RADIOGRÁFICAS 38

4.4 DIAGNÓSTICO RADIOGRÁFICO 44

4.5 VALIDAÇÃO DO DIAGNÓSTICO RADIOGRÁFICO 48

4.6 TRATAMENTO ESTATÍSTICO 53

5. RESULTADOS 57

5.1 AVALIAÇÃO COMPARATIVA DAS IMAGENS POR SUBTRAÇÃO RADIOGRÁFICA DIGITAL 57

5.2 ANÁLISE DO DESEMPENHO DAS CINCO MODALIDADES DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS 62

5.3 ANÁLISE DE VARIÂNCIA PARA OS FATORES GRUPO E PROFUNDIDADE DE MENSURAÇÃO DA MICRODUREZA 76

5.4 COMPARAÇÕES ENTRE AS DOSAGENS DE FÓSFORO E CÁLCIO 84

6. DISCUSSÃO 101

7. CONCLUSÃO 121

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 123

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA 133

ANEXO 135

APÊNDICE 137

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA - *analysis of variance*

CCD - *charge coupled-device*

CD-R - *compact disc-recordable*

CMOS-APS - *complementary metal-oxide semiconductor active pixel sensor*

dpi - *dots per inch*

GL - grau de liberdade

JPEG - *Joint Photographic Experts Group*

KHN - *Knoop hardness number*

kVp - quilovoltagem-pico

mA - miliamperagem

mM - milimolar

pH - potencial hidrogeniônico

ppm - partes por milhão

QM - quadrado médio

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ROC - *Receiver Operating Characteristic*

SEMN - Sociedade Espanhola de Medicina Nuclear

SQ - soma dos quadrados

SVGA - *Super Video Graphics Array*

TIFF - *Tagged Image File Format*

μm - micrômetro

RESUMO

Esta pesquisa teve por objetivo comparar as imagens por subtração, obtidas com o filme radiográfico InSight® e os sistemas digitais CygnusRay MPS®, DenOptix® e DIGORA®, no diagnóstico de lesões de cárie proximais experimentalmente induzidas em esmalte. Para tanto, 50 dentes terceiros molares humanos hígidos foram aleatoriamente distribuídos em 5 grupos: C – dentes controles; 60 dias; 75 dias; 90 dias e 120 dias – dentes imersos em solução desmineralizante por 60, 75, 90 e 120 dias, respectivamente. Os dentes foram preparados de modo que apenas uma área circular de aproximadamente 7 mm^2, em uma das faces proximais, permaneceu em contato com uma solução ácida, 50% saturada em relação ao esmalte dental humano, para que fossem produzidas lesões de cárie no esmalte. O registro padronizado das imagens radiográficas dos dentes foi realizado no primeiro dia e ao final de cada período de desmineralização. Subseqüentemente, foram adquiridas as imagens por subtração digital linear e logarítmica. Três radiologistas experientes e devidamente treinados interpretaram as radiografias iniciais e finais, pelo método comparativo, em duas ocasiões. As imagens por subtração foram examinadas por um quarto radiologista. Mensurações da microdureza *Knoop* do esmalte seccionado longitudinalmente foram executadas nas áreas testes de todos os dentes. Procedeu-se também às dosagens bioquímicas de fósforo e cálcio, nas soluções desmineralizantes dos dentes dos quatro grupos experimentais. Os dados obtidos a partir das interpretações das radiografias convencionais, digitais e digitalizadas, foram submetidos à estatística Kappa, para a determinação das características de

RESUMO

reprodutibilidade, e à análise ROC, visando à estimativa da acurácia. No que concerne às imagens por subtração linear e logarítmica, os dados foram analisados por comparações das áreas sob as curvas ROC. Foi possível constatar que o sistema DenOptix® e a radiografia convencional destacaram-se por apresentar as melhores medidas de desempenho. Por outro lado, as imagens por subtração, produzidas a partir das radiografias adquiridas com o filme InSight® e os sistemas digitais CygnusRay MPS®, DenOptix® e DIGORA®, demonstraram performances similares. Os valores de acurácia calculados para as imagens por subtração foram superiores a 92%; para as radiografias convencionais, digitais e digitalizadas, essas medidas variaram de 78,9 a 86,1%. As imagens por subtração linear e logarítmica demonstraram performance superior em comparação às radiografias originais. Portanto, a subtração radiográfica digital é um recurso útil e aplicável no diagnóstico de lesões de cárie proximais em esmalte.

Palavras-chave: cárie dentária; diagnóstico; radiografia; subtração digital.

ABSTRACT

The aim of the present study was to compare the diagnostic performance of digital subtraction images, acquired with InSight® film and three digital radiographic systems, CygnusRay MPS®, DenOptix® and DIGORA®, for the detection of approximal enamel caries-like lesions. In this investigation, 50 caries-free human third molars were randomly assigned to 5 groups: C – control teeth; 60 days; 75 days; 90 days; and 120 days — teeth that were immersed in a demineralizing solution for 60, 75, 90, and 120 days, respectively. The teeth were coated, leaving only a circular window of approximately 7 mm^2 in one of the approximal surfaces, allowing contact with an acid solution 50% saturated in relation to the human dental enamel, in order to induce artificial enamel carious lesions. Standardized radiographs of the teeth were taken prior to and after each one of the demineralization periods. Linear and logarithmically enhanced subtraction images were then acquired. Three experienced and well-trained radiologists examined the reference and the final radiographs, by comparing the images, twice. The subtraction images were assessed by a fourth radiologist. At the end of the demineralization phase, the crowns were sectioned longitudinally through the center of the enamel test areas and submitted to *Knoop* microhardness profiling. Besides, demineralizing solutions of the four experimental groups were analyzed for phosphor and calcium concentrations. Kappa statistics was used to determine the reproducibility values for the diagnosis through conventional, digital and digitized radiographs; ROC analysis was performed to estimate the accuracy of the five radiographic image acquisition modalities. The areas under the ROC

ABSTRACT

curves of linear and logarithmically enhanced subtraction images were also compared. DenOptix® system and the conventional radiography presented higher measures of performance. On the other hand, subtraction images obtained with InSight® film and the digital systems, CygnusRay MPS®, DenOptix® and DIGORA®, were diagnostically comparable. Accuracy values calculated for the subtraction images were greater than 92%; whereas, for the conventional, digital and digitized radiographs, the values ranged from 78,9 to 86,1%. Linear and logarithmically enhanced subtraction images performed significantly better in comparison to the original radiographs. In conclusion, the digital subtraction is a useful image processing tool and may potentially improve radiographic diagnosis of enamel approximal caries lesions.

Key Words: dental caries; diagnosis; radiography; digital subtraction.

1. INTRODUÇÃO

No Brasil, a cárie dentária é a afecção bucal mais estudada, não somente devido à sua etiologia multifatorial, mas também porque ainda tem sido apontada como o principal problema de saúde bucal. A doença cárie dentária é um processo dinâmico, que se desenvolve a partir de alterações bioquímicas e ultra-estruturais, culminando em sinais e sintomas clínicos característicos. Tendo em vista que, nos estágios iniciais, essa doença pode ser controlada por meio de tratamentos não invasivos, o objetivo fundamental do diagnóstico deveria ser a detecção precoce dos sinais.

A pesquisa de lesões de cárie nas faces proximais dos dentes posteriores freqüentemente requer uma combinação de métodos de diagnóstico. O exame radiográfico, além de ser um recurso disponível e de fácil execução, é muito útil para o diagnóstico de lesões de cárie proximais. Radiografias obtidas em seqüência podem demonstrar a progressão ou a paralisação das lesões. Entretanto, a profundidade das lesões de cárie incipientes no esmalte não é bem representada por radiografias. A desmineralização real do dente é mais profunda do que a imagem radiográfica apresenta. Essa informação reforça a importância de se desenvolver técnicas inovadoras e mais precisas para o diagnóstico da cárie dentária. A subtração radiográfica digital figura, dentre os avanços tecnológicos da Radiologia, como uma estratégia de processamento de imagens que possibilita a detecção de alterações tênues nas estruturas mineralizadas da boca.

1. INTRODUÇÃO

As imagens por subtração evidenciam o sinal, que se constitui na informação de interesse para o diagnóstico, em detrimento do ruído estrutural. Esse ruído, caracterizado por um padrão radiográfico complexo de estruturas anatômicas superpostas, limita a capacidade de percepção visual e pode ocultar processos patológicos incipientes. Nas técnicas de subtração, uma comparação pontual dos tons de cinza mostra que áreas correspondentes têm valores de densidade óptica similares, exceto nas regiões em que existem diferenças entre as imagens consecutivas. A subtração radiográfica digital pode ser direta ou indireta. A técnica direta se dá pela subtração de duas radiografias adquiridas com sistemas digitais, do tipo CCD (*charge coupled-device*), CMOS-APS (*complementary metal-oxide semiconductor active pixel sensor*), ou de placas de armazenamento de fósforo. Por outro lado, na técnica indireta, as radiografias convencionais são primeiramente digitalizadas e, a seguir, procede-se à subtração. Infere-se que a subtração demonstra as alterações diretamente na imagem, enquanto que, para o método comparativo tradicional, está implícito que o comportamento das lesões é percebido separadamente em duas radiografias.

As técnicas de subtração radiográfica digital têm sido estudadas como procedimento auxiliar, para diagnóstico e proservação das lesões de cárie (Gröndahl *et al*., 1982; Halse *et al*., 1990; Maggio *et al*., 1990; Nummikoski *et al*., 1992; Wenzel & Halse, 1992; Halse *et al*., 1994; Sousa *et al*., 1997; Minah *et al*., 1998; Eberhard *et al*., 2000; Nunes, 2003). Ressalta-se, no entanto, que poucos estudos abordam o monitoramento das lesões iniciais. De acordo com Benn (1994), os pesquisadores interessados em sistemas digitais deveriam experimentar a sua aplicação na detecção de desmineralizações tênues em esmalte, objetivando mimetizar as situações clínicas que requerem diagnóstico precoce. Os trabalhos que consideraram o diagnóstico de lesões mais extensas não registraram uma diferença significativa entre as imagens por subtração e as radiografias originais. Talvez, as vantagens da subtração podem não ter sido totalmente exploradas em decorrência da extensão das lesões de cárie.

1. INTRODUÇÃO

É importante que os cirurgiões-dentistas tenham conhecimento das potencialidades e limitações das técnicas e sistemas para a aquisição de imagens radiográficas, bem como dos resultados de avaliações comparativas entre os sistemas que estão disponíveis. Constata-se a necessidade de um maior número de investigações científicas sobre o diagnóstico radiográfico das lesões de cárie proximais incipientes e a escassez de trabalhos que visam a comparar a performance dos sistemas digitais com os filmes, nas técnicas de subtração. Levando em consideração a relevância desses temas, esta pesquisa teve a finalidade precípua de avaliar o desempenho das imagens por subtração, obtidas com um filme radiográfico e três sistemas digitais, no diagnóstico de lesões de cárie proximais em esmalte.

1. INTRODUÇÃO

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 DIAGNÓSTICO RADIOGRÁFICO DA CÁRIE DENTÁRIA

2.1.1 A utilização dos sistemas digitais e de radiografias digitalizadas para o diagnóstico de lesões de cárie proximais

Em 1992, Dove & McDavid desenvolveram uma pesquisa *in vitro* com o objetivo de determinar se algumas operações para a manipulação da imagem digitalizada melhorariam a detecção de lesões de cárie proximais. Radiografias interproximais, obtidas de um fantoma que continha dentes humanos posteriores, foram digitalizadas e procedeu-se a duas operações: equalização do histograma e inversão da escala de tons de cinza. Oito examinadores interpretaram as radiografias convencionais e três modalidades de imagem digitalizada: 1. sem manipulação; 2. com equalização; e 3. com inversão. As características radiográficas foram validadas por exame histológico dos dentes. Os dados obtidos a partir das interpretações foram analisados em duas etapas. Na primeira, levou-se em consideração a profundidade das lesões; na segunda, apenas a presença ou ausência de lesão. De acordo com os resultados da primeira análise, as radiografias convencionais apresentaram desempenho significativamente melhor do que ambas as modalidades de imagem digitalizada manipulada. Entretanto, a segunda análise indicou que não foi possível demonstrar diferenças significativas entre as quatros apresentações da imagem radiográfica. Os autores observaram que as técnicas de manipulação não melhoraram a acurácia para diagnóstico.

Em se tratando de sistemas digitais, Matsuda *et al*. (1995) estudaram o efeito de doses reduzidas de exposição na acurácia para o diagnóstico de lesões proximais, por meio de imagens obtidas com o sistema DIGORA®, em comparação com radiografias convencionais. Para tanto, foram selecionados 31 dentes pré-molares humanos. A inspeção das 62 faces proximais, por transiluminação com fibra óptica, revelou que 33 superfícies apresentavam descoloração ou lesões incipientes. As radiografias convencionais foram obtidas com 60 kVp, 8 mA e 0,2 s. As radiografias digitais foram obtidas não somente com essa dose, mas também com doses reduzidas a 1/2, 1/4 e 1/8. Três examinadores interpretaram as radiografias convencionais e digitais. A análise das áreas sob as curvas ROC (*Receiver Operating Characteristic*) demonstrou que não houve diferenças estatisticamente significantes entre as duas modalidades de aquisição de imagens; nem tampouco entre as doses utilizadas para o DIGORA®. Os pesquisadores sugeriram que a acurácia do DIGORA® foi comparável àquela apresentada pelo filme, porque o brilho e o contraste puderam ser ajustados.

Wenzel *et al*., em 1995, compararam o desempenho de sistemas radiográficos digitais e avaliaram a influência da compressão das imagens na acurácia, para o diagnóstico de lesões oclusais e proximais. A amostra era composta por radiografias obtidas com três sistemas do tipo CCD, RadioVisioGraphy®, Sens-A-Ray® e Visualix®, e o sistema DIGORA®, de 116 dentes humanos posteriores, com lesões naturais que variavam da descoloração à cavitação, montados em blocos de três unidades. Seis radiologistas interpretaram as imagens. A validação dos exames radiográficos foi efetuada por estereomicroscopia. Dezesseis imagens aleatoriamente selecionadas foram compactadas por JPEG (*Joint Photographic Experts Group*), em compressão irreversível, misturadas às demais e também interpretadas. Foi possível observar que os quatro sistemas forneceram imagens úteis para diagnóstico, não havendo diferenças estatísticas significantes. As imagens submetidas a uma compressão

equivalente a 8% de seu tamanho original não demonstraram ser menos válidas para o diagnóstico de lesões de cárie do que as radiografias originais.

Møystad *et al*. (1996) também avaliaram a acurácia para o diagnóstico de lesões proximais, por meio de imagens digitais adquiridas com o sistema DIGORA®. Nesse estudo *in vitro*, os autores compararam radiografias convencionais e digitais não manipuladas com imagens digitais submetidas a um processamento especial pelo software Image-Pro Plus® 1.2. Para tanto, 50 dentes humanos posteriores foram incluídos em um acessório circular, de forma que as faces proximais permaneciam em contato. Com o objetivo de padronizar as radiografias, o filme e o sensor eram posicionados em um suporte que possibilitava a exposição simultânea dos dois receptores. O filme sem a lâmina de chumbo era mantido à frente do sensor. Dez cirurgiões-dentistas interpretaram três modalidades de imagem: radiografias digitais originais e manipuladas, com aumento de 4X, e radiografias convencionais. A manipulação das imagens incluía filtragem para a melhoria da nitidez, ampliação da escala de contraste, correção gama e ajuste de distorção. O método de validação aplicado foi o exame microscópico das faces proximais. As imagens digitais manipuladas demonstraram acurácia para o diagnóstico de lesões proximais, tanto em esmalte como em dentina, significativamente maior do que as imagens originais e as radiografias convencionais. Não houve diferenças significantes entre as imagens digitais originais e as radiografias convencionais.

Em 1996, Nielsen *et al*. desenvolveram um experimento com duas finalidades: comparar a acurácia de radiografias convencionais e digitais obtidas com o sistema DIGORA® para a detecção de lesões proximais em molares decíduos, bem como relacionar a profundidade radiográfica das lesões à presença ou à ausência de cavitação. As radiografias da amostra, que exibiam imagens de 46 dentes arranjados em blocos de gesso contendo de 5 a 6 unidades, foram interpretadas por três examinadores. Houve duas etapas na interpretação. Inicialmente, os examinadores atribuíram notas de acordo com a presença de

cavidade. Em seguida, a profundidade das lesões era registrada. Para a validação, os três examinadores procederam à inspeção dos dentes polidos, sob luz direta, com o auxílio de uma sonda exploradora. Após um consenso, cada face proximal era classificada como: hígida; descolorida, mas não cavitada e cavitada. Não houve diferenças estatisticamente significantes quanto ao desempenho para diagnóstico entre as radiografias convencionais e digitais.

Svanaes *et al*. (1996) testaram a performance do sistema DIGORA® no diagnóstico de lesões proximais, considerando o fator magnificação da imagem, e avaliaram a influência de elementos de fundo na tela do monitor. Nesse trabalho, 50 dentes humanos posteriores foram incluídos em um dispositivo circular, de modo que houvesse contato entre as faces proximais. Então, foram obtidas radiografias convencionais e digitais com o sensor DIGORA®. A exposição dos dois receptores foi simultânea, uma vez que o filme, sem a lâmina de chumbo, era posicionado à frente do sensor. Dez cirurgiões-dentistas interpretaram quatro modalidades de imagens: radiografias convencionais, ao negatoscópio com máscara, porém, sem lupa; imagem digital ao monitor, do mesmo tamanho que o filme; imagem digital ao monitor, com aumento de 4X, podendo apresentar fundo preto ou texto e gráficos ao redor. A validação ocorreu por exame histológico. No que concerne às avaliações das lesões em esmalte, a variância inter-examinador das áreas sob as curvas ROC foi mais baixa para as radiografias convencionais e mais alta para as imagens digitais com texto e gráficos. A variância para as imagens digitais com fundo preto foi próxima àquela da radiografia convencional. Pôde-se concluir que a performance dos examinadores na detecção de lesões proximais, por meio de imagens obtidas com o DIGORA®, foi comparável ao desempenho com radiografias convencionais. Em geral, as imagens digitais aumentadas mostraram acurácia significativamente maior do que as imagens digitais não aumentadas.

Price & Ergül (1997) verificaram a aplicabilidade de radiografias convencionais e imagens digitais, obtidas com o sistema CCD Sens-A-Ray®, na

detecção de lesões proximais naturais e artificiais. Nessa pesquisa, foram utilizados 20 dentes humanos posteriores, sendo que 10 faces proximais eram hígidas, 15 apresentavam lesões de cárie e 15 foram submetidas a preparos com brocas esféricas de tamanhos ½, 2 e 6. Os dentes foram incluídos em blocos individuais de resina acrílica, que foram agrupados previamente à aquisição das imagens. Dois dentes experimentais, em contato, apareciam centralizados na imagem. A interpretação das radiografias foi realizada por sete estudantes de graduação e sete cirurgiões-dentistas. Subseqüentemente, os dentes foram seccionados para avaliação histológica. As áreas abaixo das curvas ROC e os valores de sensibilidade foram maiores para as imagens das lesões artificiais. O desempenho do sistema CCD foi significantemente inferior em relação ao filme, tanto para o diagnóstico de lesões naturais como para cavidades artificiais.

Em 1997, Schmage *et al*., ao avaliarem a acurácia para o diagnóstico de lesões de cárie em dentes humanos extraídos, por meio de radiografias obtidas com o sistema DIGORA®, dois sistemas CCD, Sidexis® e RadioVisioGraphy®, e o filme Ektaspeed Plus®, observaram que a identificação das lesões menores era mais difícil com os sistemas digitais. As lesões de cárie naturais eram mais difíceis para serem diagnosticadas do que cavidades artificiais. A qualidade das imagens digitais dos dentes com lesões decrescia caso a dentina estivesse apenas desmineralizada, mas não cavitada. Esses pesquisadores sugeriram que as imagens digitais não apresentam a mesma resolução de detalhes ou nitidez comparadas à radiografia convencional, e, embora o DIGORA® tenha uma resolução mais baixa do que os sistemas CCD, demonstrou resultados promissores.

Versteeg *et al*. (1997) investigaram a profundidade de lesões proximais em radiografias convencionais e digitais de 120 pessoas. Esse trabalho teve duas fases: 1. estudo *in vitro*, para avaliar o efeito da radiação secundária ao serem utilizados filmes sem a lâmina de chumbo; e 2. pesquisa *in vivo*, propriamente dita. A primeira etapa respaldou a segunda, uma vez que a obtenção das imagens

envolveu a utilização de um suporte para radiografias interproximais contendo o sensor DIGORA® posicionado atrás de um filme duplo, sem a lâmina de chumbo. O primeiro experimento demonstrou que o sensor reduziu a quantidade de radiação secundária. Contudo, pelo fato de o contraste não ter sido reduzido, a qualidade para diagnóstico não foi diminuída. Radiografias interproximais de 120 pacientes foram avaliadas por três radiologistas e um especialista em Cariologia. As faces proximais que receberam a mesma classificação pelos quatro examinadores foram selecionadas, o que resultou em um total de 60 faces em 30 imagens de cada modalidade. Posteriormente, essas imagens foram interpretadas por seis cirurgiões-dentistas. Observou-se uma diferença estatisticamente significante entre as duas modalidades de aquisição de imagens, de modo que a profundidade das lesões de cárie foi subestimada nas radiografias obtidas com as placas de armazenamento de fósforo.

White & Yoon (1997) desenvolveram uma pesquisa em que compararam o desempenho de um sistema CCD, o CDR®, e do filme Ektaspeed Plus® no diagnóstico de lesões proximais. Foram obtidas imagens de dentes humanos, anteriores e posteriores, que possuíam faces proximais hígidas, com lesões limitadas às metades externa e interna do esmalte e lesões em dentina. Dezesseis cirurgiões-dentistas formaram o grupo de examinadores, sendo que dez profissionais interpretaram as imagens de molares e incisivos, e onze avaliaram as radiografias de caninos e pré-molares. Os dentes foram submetidos à avaliação por estereomicroscopia. Apesar de os autores terem observado uma relutância consistente dos examinadores em atribuir notas de cárie ao interpretarem as imagens digitais, sugeriram que os dois métodos de registro de imagem foram comparáveis.

Considerando que os cirurgiões-dentistas vêm utilizando cada vez mais os computadores na prática clínica, Ludlow & Abreu Jr. (1999) realizaram uma investigação comparativa acerca do desempenho na detecção de lesões proximais, por meio da interpretação de radiografias convencionais, ao

negatoscópio, e por imagens digitalizadas, na tela de monitores de computador de mesa e portátil. Foram selecionados 64 dentes humanos posteriores, com faces proximais hígidas e apresentando descolorações ou microcavitações, montados em blocos de 4 unidades. O conjunto de dois blocos era mantido em oclusão, para serem obtidas imagens similares àquelas de radiografias interproximais. Seis cirurgiões-dentistas interpretaram as imagens e classificaram as camadas de esmalte e dentina, separadamente. A validação ocorreu por microscopia. Não houve diferenças estatisticamente significantes para os modos de exibição no diagnóstico de lesões em esmalte ou dentina.

Em 2000, Syriopoulos *et al*. compararam a performance de dois filmes radiográficos, Dentus M2® e Ektaspeed Plus®, dois sistemas CCD, Visualix II® e Sidexis®, e dois sistemas de armazenamento de fósforo, DenOptix® e DIGORA®, no diagnóstico de lesões proximais. Para tanto, 60 dentes pré-molares humanos foram incluídos em blocos de gesso, que continham 5 unidades em contato. Dois blocos eram mantidos em articulação, para serem obtidas radiografias interproximais. As leituras do sensor DenOptix® foram efetuadas com as resoluções de 300 e 600 dpi (*dots per inch*). Quatro radiologistas e quatro cirurgiões-dentistas interpretaram as radiografias convencionais e as imagens digitais, atribuindo-lhes notas conforme a presença de sinais e a profundidade das lesões. A validação foi realizada por estereomicroscopia. As análises estatísticas mostraram que a profundidade das lesões não afetou o desempenho dos sistemas; contudo, influenciou significativamente os examinadores. Os radiologistas forneceram diagnósticos radiográficos mais próximos dos histológicos do que os cirurgiões-dentistas, com as sete modalidades. O DIGORA® apresentou desempenho comparável em relação aos filmes e ao sistema Sidexis®. O sistema DenOptix® com 300 dpi foi significantemente inferior aos filmes, porém, não diferiu de maneira estatisticamente significativa da leitura com 600 dpi.

Quanto à decisão de implementar o tratamento restaurador com base no diagnóstico radiográfico, Haak *et al*. (2001) desenvolveram um estudo visando

a comparar as radiografias convencional e digital, bem como a investigar um procedimento específico para a melhoria do contraste. Nessa pesquisa, 60 dentes humanos foram incluídos em blocos de gesso, que foram articulados para a obtenção de radiografias interproximais com o filme radiográfico Ultra-speed®, o sistema CCD Dexis® e o DIGORA®. Dez cirurgiões-dentistas interpretaram as imagens e relacionaram as faces proximais a uma nota classificatória para a necessidade de tratamento. As imagens adquiridas pelo Dexis® foram avaliadas duas vezes, pois uma ferramenta específica desse sistema, para a melhoria do contraste, também foi testada. O exame macroscópico dos dentes foi correlacionado às características radiográficas, sendo que o limite para a opção pelo tratamento restaurador era a cavitação. Não houve diferenças significantes entre as áreas abaixo das curvas ROC para as quatro modalidades de apresentação da imagem radiográfica.

Tosoni *et al*. (2001) avaliaram a concordância intra e inter-examinador e a validade do diagnóstico de lesões, em esmalte e dentina, por meio de radiografias convencional e digital. Para tanto, 16 dentes humanos posteriores foram arranjados de forma que as faces proximais permanecessem em contato durante a obtenção das imagens com o filme radiográfico Ektaspeed Plus® e o sensor DIGORA®. As radiografias foram interpretadas por dois examinadores. Convém ressaltar que as imagens digitais foram exibidas no modo normal e, posteriormente, à aplicação de ferramentas para magnificação, apresentação em três dimensões e inversão. Os dentes foram submetidos à análise microscópica para validação. Ambos os examinadores apresentaram resultados de concordância intra-examinador similares para o diagnóstico das faces proximais com a radiografia convencional, sendo classificada como boa. A concordância inter-examinador com a radiografia convencional foi regular. Constatou-se que, para a radiografia digital, os valores de concordância intra e inter-examinador variaram de regular a ótimo e de regular a bom, respectivamente. Nas faces proximais, a sensibilidade foi de 0,50 e a especificidade foi equivalente a 1,00,

tanto para a radiografia convencional como para as imagens digitais, com aumentos de 2X e 3X.

Em 2002, os sistemas de armazenamento de fósforo e o filme também foram comparados por Hintze *et al*. Nessa pesquisa, 190 dentes humanos posteriores foram incluídos em blocos de gesso, contendo 5 unidades. Foram obtidas radiografias por meio de cinco receptores de imagem: DIGORA®, sensores branco e azul, DenOptix®, Cd-dent® e o filme radiográfico Ektaspeed Plus®. Quatro examinadores, dois formandos em Odontologia e dois cirurgiões-dentistas, interpretaram as imagens e atribuíram notas às faces proximais e oclusais, conforme a presença de lesões de cárie. A validação se deu por exame histológico. Com o emprego de 10% do tempo de exposição utilizado para o filme, o sensor branco do DIGORA® apresentou o melhor desempenho em relação aos outros sistemas digitais, porém, comparado ao filme, não existiu diferença estatisticamente significante. Ao se utilizar 25% do tempo de exposição selecionado para o filme, o sensor DenOptix®, os sensores DIGORA® e o filme demonstraram performances comparáveis.

Jacobsen *et al*. (2004) confrontaram as medidas de profundidade de lesões de cárie proximais, determinadas em radiografias adquiridas com quatro sistemas digitais, aos valores obtidos por mensuração histológica. Nessa pesquisa, 177 dentes humanos posteriores foram incluídos em blocos de silicone, contendo três unidades testes. As imagens radiográficas foram adquiridas por dois sistemas CCD, Dixi® e Sidexis®, e dois sistemas de armazenamento de fósforo, DIGORA® – sensores azuis – e DenOptix®. Quatro examinadores, dois estudantes de graduação em Odontologia e dois radiologistas experientes, realizaram as mensurações de profundidade das lesões nas radiografias e nas fotografias digitais das secções histológicas dos dentes, individualmente, por meio de um *software* que efetuou os cálculos com base na espessura do esmalte proximal. O padrão ouro foi definido como a profundidade média das lesões nas secções histológicas, estabelecida a partir das medidas fornecidas pelos quatro

examinadores. Na maioria dos casos, o DIGORA® foi o sistema radiográfico que menos subestimou a profundidade das lesões de cárie, seguido por Dixi®, DenOptix® e Sidexis®. A análise de regressão linear indicou que os coeficientes foram fracos para todos os sistemas e observadores, evidenciando a inconsistência das mensurações radiográficas. As profundidades das lesões de cárie nas radiografias adquiridas com o DenOptix® apresentaram, em geral, menor correlação com as medidas histológicas. Foi possível concluir que as mensurações de lesões de cárie proximais nas radiografias obtidas com o Dixi® e o DIGORA® foram mais fidedignas em relação àquelas executadas nas imagens adquiridas com os sistemas Sidexis® e DenOptix®.

2.1.2 O desempenho do filme InSight® no diagnóstico da cárie dentária

Ludlow *et al*. (2001b) publicaram um dos primeiros estudos comparativos acerca das características de velocidade, contraste e latitude de exposição do filme InSight®. Nessa pesquisa, foi possível obter-se uma resolução de, pelo menos, 20 pares de linhas por milímetro com os filmes InSight® e Ektaspeed Plus®. Para o InSight® foram suficientes 77% e 44% das exposições dos filmes Ektaspeed Plus® e Ultra-speed®, respectivamente. O InSight® apresentou características de contraste mais estáveis em soluções de processamento deterioradas. Segundo os autores, embora sejam necessários outros estudos para melhor determinar a acurácia, os resultados desse trabalho sugerem que a redução na dose de radiação X, bem como a estabilidade do contraste sob condições variáveis de processamento, respaldam a substituição dos filmes Ultra-speed® e Ektaspeed Plus® pelo InSight®.

Com o propósito de avaliar a performance do InSight® no diagnóstico de lesões proximais em comparação com os filmes Ultra-speed® e Ektaspeed Plus®, Ludlow *et al*. (2001a) realizaram uma pesquisa experimental. As radiografias, obtidas de grupos de dentes humanos posteriores incluídos em blocos de gesso, foram interpretadas por três radiologistas e três cirurgiões-dentistas.

Subseqüentemente, os dentes foram seccionados e avaliados por microscopia. Os valores médios das áreas abaixo das curvas ROC para os filmes Ultra-speed®, Ektaspeed Plus® e InSight® foram de 0,88, 0,85 e 0,84, respectivamente. Essas diferenças não foram estatisticamente significantes. Os pesquisadores observaram que a qualidade para diagnóstico foi mantida, o que ratifica a utilização do filme InSight® como receptor de imagem.

Nair & Nair (2001) compararam dois filmes, InSight® e Ektaspeed Plus®, e um sistema com CMOS-APS, utilizados para o diagnóstico de lesões proximais in vitro. Para tanto, 50 dentes humanos posteriores que apresentavam faces proximais hígidas, com descolorações e cavitações, foram incluídos em blocos de gesso, mantendo contatos proximais. As imagens radiográficas dos dentes foram interpretadas por oito examinadores – um radiologista, quatro especialistas em Dentística, dois periodontistas e um endodontista. A validação consistiu no exame histológico dos dentes. Constatou-se que a análise das áreas sob as curvas ROC não evidenciou diferenças estatisticamente significantes entre as três modalidades de aquisição de imagens. As lesões em esmalte foram mais difíceis para serem detectadas. Houve diferenças significativas entre os examinadores, sendo que o radiologista desempenhou melhor sua função em relação a todos os outros profissionais. O filme InSight® propiciou os mais altos valores de sensibilidade e especificidade. Entretanto, as diferenças nos valores relativos à sensibilidade e à especificidade para os três receptores não foram estatisticamente significantes.

Em 2001, Syriopoulos *et al*. também desenvolveram uma pesquisa comparativa entre os filmes InSight® e Ektaspeed Plus®. Nas condições experimentais dessa investigação, observou-se que o filme InSight® pode ser exposto com a seleção de um tempo 20% menor em relação ao Ektaspeed Plus®, sem prejuízo da eficácia para diagnóstico. Todavia, o InSight® apresentou-se mais granuloso do que o Ektaspeed Plus®, inclusive os examinadores demonstraram preferência pelo segundo filme; o que não determina uma qualidade para diagnóstico inferior. Esses pesquisadores sugeriram que, como ambos os filmes

têm gradientes médios de contraste similares, é possível que demonstrem resultados comparáveis na detecção de lesões de cárie.

Thunthy & Ireland (2001) realizaram um ensaio, para verificar se pequenas lesões de cárie proximais poderiam ser detectadas tão nitidamente nas radiografias obtidas com o filme InSight® quanto naquelas do Ultra-speed®. Nesse trabalho, três dentes humanos que apresentavam lesões visivelmente perceptíveis foram radiografados 11 vezes com os dois filmes. O aparelho de raios X operou com 15 mA, 70 kVp e exposições que variaram de 3 a 24 pulsos. Três examinadores interpretaram as séries de imagens e, após um consenso, escolheram as radiografias dos filmes Ultra-speed®, empregando-se 10 pulsos, e InSight®, com 4 pulsos. Os autores concluíram que o filme InSight® foi comparável ao Ultra-speed® para o diagnóstico das lesões, embora apresentasse um aspecto ligeiramente mais granuloso.

Hintze & Wenzel, em 2002, avaliaram a influência do método de validação na acurácia para o diagnóstico de lesões de cárie, comparando o desempenho de oito modalidades de aquisição de imagens radiográficas. Para tanto, 177 dentes humanos posteriores foram aleatoriamente separados e incluídos em blocos de silicone, mantendo contatos proximais. As radiografias dos dentes foram obtidas empregando-se dois filmes, Ektaspeed Plus® e InSight®, e seis sistemas CCD, MPDx®, Dixi®, Sidexis®, Visualix® e duas gerações do RadioVisioGraphy®. Quatro examinadores, dois estudantes de graduação e dois cirurgiões-dentistas, interpretaram as imagens digitais exibidas em Adobe Photoshop® e as radiografias convencionais. O processo de validação ocorreu em duas etapas. Inicialmente, dois profissionais experientes examinaram secções dos dentes por microscopia e forneceram o diagnóstico padrão ouro. Então, dois radiologistas interpretaram juntos as radiografias obtidas com o filme Ektaspeed Plus® e, por consenso, estabeleceram o padrão prata. A proporção de faces proximais com lesão foi de 38%, a partir da validação histológica, e 22% pelo exame radiográfico. Observou-se que as áreas sob as curvas ROC, para a

detecção de cáries proximais, foram significativamente maiores pela validação radiográfica. Quanto ao desempenho dos filmes, não houve diferença estatisticamente significante ao ser aplicado o padrão ouro.

2.2 APLICAÇÕES DAS IMAGENS POR SUBTRAÇÃO RADIOGRÁFICA DIGITAL NA PESQUISA DA CÁRIE DENTÁRIA

Em 1982, Gröndahl *et al*. desenvolveram e avaliaram uma técnica de manipulação da imagem por subtração para estudos longitudinais, que empregam a radiografia no diagnóstico de lesões de cárie. Nesse trabalho, radiografias interproximais eram digitalizadas e replicadas. As cópias apresentavam áreas radiolúcidas, que mimetizavam lesões em esmalte, nas faces proximais de alguns dentes. Subseqüentemente, procedia-se à subtração de ambas as radiografias. A imagem por subtração passava por tratamentos que visavam a melhorar o contraste e, portanto, evidenciar as supostas lesões. O último passo era a obtenção de uma outra imagem por subtração, a partir da superposição da imagem tratada na radiografia de referência inicial. Os resultados sugeriram que este tipo de manipulação aumenta a segurança do examinador no diagnóstico de lesões de cárie em esmalte.

Considerando que a técnica de subtração indireta pode facilitar a percepção da incorporação de elementos com alto número atômico nos tecidos mineralizados, Halse *et al*. (1990) realizaram um experimento para visualizar a distribuição do estanho em lesões proximais. Por meio de inspeção direta e exame radiográfico inicial, foram selecionados 13 dentes humanos posteriores: 3 dentes com lesões de mancha branca, não visíveis radiograficamente; 5 dentes com lesões limitadas ao esmalte; e 5 dentes com lesões que penetravam na dentina. As lesões foram tratadas com solução de fluoreto estanhoso a 10% e, então, obteve-se uma outra série de radiografias. Com o auxílio de um *software* especial, efetuou-se a mensuração das áreas de lesão em *pixels*, nas radiografias pré-tratamento e imagens por subtração. Segundo os autores, essa pesquisa

corroborou as afirmações acerca da sensibilidade da técnica, uma vez que as áreas marginais das lesões tidas como inalteradas, pela comparação das radiografias pré e pós-tratamento, apresentaram densidade elevada nas imagens por subtração.

Numa tentativa de demonstrar um método para o monitoramento da desmineralização, pela técnica de subtração indireta, Maggio *et al*. (1990) desenvolveram um estudo *in vitro*, em que utilizaram 12 molares humanos com lesões em dentina. Os dentes foram separados em 3 grupos: o grupo controle foi incubado em saliva artificial por 7 h, 6 dias na semana, durante 8 semanas. Os outros dois grupos passaram pelo mesmo tratamento; contudo, a saliva artificial continha 5% de glicose e 5% de sacarose, respectivamente. Dentes dos três grupos foram radiografados no 1º dia da incubação e na 2ª, 4ª, 6ª e 8ª semana do experimento. A partir da interpretação das imagens por subtração, foi possível observar que os dentes do grupo controle não apresentaram evidências de aumento no tamanho das lesões. Os resultados dos outros grupos foram similares, denotando que 75% das amostras apresentaram aumento da radiolucência, o que indicava desmineralização. Constatou-se que a técnica de subtração é sensível, podendo ser utilizada para monitorar a progressão das lesões de cárie em dentina.

Kravitz *et al*., em 1992, realizaram uma investigação laboratorial com o objetivo de avaliar o desempenho da técnica indireta na detecção de lesões radiculares artificiais. Lesões simuladas, por meio de preparos sucessivos com brocas esféricas ½, 1, 2, 4, 6 e 8, foram produzidas nos dentes inferiores de um crânio humano macerado, em dois locais diferentes: um defeito lateral, em uma superfície radicular distal, e uma lesão na porção vestibular. Quatro examinadores interpretaram as radiografias digitalizadas e as imagens por subtração. Para uma análise quantitativa, outros dentes do crânio em estudo foram utilizados. Nessa segunda abordagem, áreas equivalentes a 4 mm^2, em um sítio vestibular e outro proximal, foram imersas em ácido clorídrico, por 10 vezes. Após cada imersão,

uma radiografia era obtida e procedia-se à subtração. Com o auxílio do histograma, determinavam-se as unidades de densidade relativas às áreas das lesões. O parâmetro de comparação para a densidade foi a quantidade de cálcio perdido, estimada pela análise da concentração desse elemento na solução ácida. Não houve diferença estatisticamente significante entre os dois métodos de diagnóstico para a localização de defeitos vestibulares; porém, as imagens por subtração foram significativamente superiores às radiografias para o diagnóstico das lesões proximais. No que concerne aos ensaios de quantificação, foi possível observar que há uma forte relação entre as unidades de densidade das imagens por subtração e a perda de cálcio.

Nummikoski *et al*. (1992) avaliaram a acurácia das imagens por subtração, na visualização de lesões recorrentes artificialmente produzidas, em comparação com a radiografia convencional. Outra finalidade desse trabalho foi verificar o efeito da radiopacidade de restaurações com resina composta sobre a percepção das lesões recorrentes. Para tanto, foram montados fantomas contendo dentes humanos posteriores, que apresentavam preparos cavitários proximais sob restaurações mésio-ocluso-distais. Sete cirurgiões-dentistas interpretaram as radiografias convencionais e as imagens por subtração dos referidos fantomas. As imagens por subtração foram superiores às radiografias. A radiopacidade das restaurações não teve um efeito significante na acurácia do diagnóstico a partir das imagens por subtração, mesmo quando as lesões eram parcial ou totalmente encobertas pelo material restaurador. Entretanto, para as radiografias convencionais, houve uma diferença considerável na detecção das lesões, sendo que as subjacentes ao material mais radiopaco eram melhor visualizadas.

Halse *et al*. (1994) aplicaram uma metodologia diferenciada para o estudo da perda mineral no esmalte, com a técnica de subtração indireta. Para tanto, 8 dentes molares humanos foram seccionados longitudinalmente em 3 fragmentos: vestibular, lingual e uma secção intermediária medindo de 0,5 a 0,7 mm. Os fragmentos foram mantidos na posição inicial e os dentes, incluídos em

tubos de resina para a obtenção das radiografias de referência. Executou-se um preparo cavitário com 1 mm de diâmetro em uma das faces proximais dos dentes, que foram reposicionados para a realização de outras radiografias. A secção mediana foi submetida a desgastes sucessivos, de 100 μm, até que a cavidade ainda fosse perceptível nas radiografias convencionais. A perda mineral nas secções variava de 5 a 10% e era calculada em função da espessura transversal do dente montado. Sete examinadores interpretaram radiografias convencionais, imagens por subtração sem processamento digital e imagens por subtração com manipulação de contraste. Os resultados demonstraram que a acurácia na visualização dos defeitos aumentou conforme a perda mineral na direção dos raios X, o que foi verdadeiro para todos os examinadores e modalidades de apresentação da imagem radiográfica. Para a maioria dos examinadores, a interpretação das imagens por subtração, com e sem manipulação do contraste, propiciou o mesmo grau de acurácia que as radiografias convencionais. Concluiu-se que a subtração não aprimorou substancialmente o diagnóstico de lesões bem definidas em esmalte.

Em 1995, Versteeg & van der Stelt investigaram o benefício do aumento logarítmico de contraste nas imagens por subtração. Foram adquiridas imagens por subtração linear e logarítmica de pares de radiografias convencionais, que mostravam apenas o trabeculado ósseo da região de molares de uma mandíbula macerada, ou a porção coronária dos dentes, nessa mesma região, bem como de radiografias obtidas pela exposição direta dos filmes. Por meio de um software especial, foi possível simular lesões de cinco tamanhos e intensidades – tons de cinza – diferentes. Dessa forma, 25 lesões foram criadas em uma das radiografias dos pares digitalizados. As imagens por subtração foram avaliadas por dois grupos de 10 examinadores. Um grupo era composto por cirurgiões-dentistas experientes, e o outro, formado por estudantes do último ano de Odontologia. A análise geral mostrou que as imagens adquiridas a partir das radiografias de exposição direta foram significativamente melhor interpretadas do que as imagens

com texturas de osso e dente. Não houve diferença estatisticamente significante entre os cirurgiões-dentistas e os estudantes nas interpretações das imagens adquiridas pelas duas estratégias, para cada tipo de textura. As imagens por subtração com aumento logarítmico de contraste, das radiografias de exposição direta, foram significativamente melhor interpretadas do que as mesmas imagens obtidas pelo modo regular. Ocorreu diferença estatística significante entre as duas estratégias de subtração no grupo dos estudantes, o que tornou a diferença geral também significativa. Os resultados sugerem que as imagens por subtração logarítmica podem ser úteis no diagnóstico de alterações com baixos gradientes de contraste.

Sousa *et al*. (1997) desenvolveram um experimento visando a monitorar a remoção da dentina cariada, pela técnica de subtração indireta. Radiografias padronizadas foram obtidas de 15 dentes pré-molares humanos com lesões proximais e/ou oclusais, antes e após a remoção mecânica do tecido cariado. Efetuou-se a subtração das imagens, para que se pudesse observar as características do tecido dentinário subjacente às cavidades preparadas. Os autores constataram que as imagens por subtração possibilitaram uma verificação mais fidedigna dos diferentes tons de cinza, evidenciando com maior precisão as alterações no tecido dentinário. Assim, o diagnóstico radiográfico pode tornar-se mais objetivo, pois os efeitos relacionados ao desempenho do examinador, durante a interpretação das imagens, são minimizados.

Por outro lado, Minah *et al*. (1998) estudaram a progressão de lesões dentinárias, com o auxílio da técnica de subtração direta. Os pesquisadores utilizaram 5 molares decíduos hígidos, que foram submetidos a um preparo cavitário circular, de 1,5 mm de diâmetro e estendendo-se à junção amelodentinária, na face oclusal. A seguir, os dentes foram incubados em meio contendo bactérias cariogênicas, por 45 dias. Radiografias de cada dente foram obtidas com o sistema CDR®, antes e após 23 e 45 dias de incubação. A desmineralização foi registrada pela identificação de áreas de interesse nas

imagens por subtração. A área e o valor médio da escala de tons de cinza da seleção foram registrados, para estimar-se a perda mineral em comparação com medidas de áreas não atingidas. Nos dois intervalos de tempo avaliados, as imagens por subtração revelaram extensa desmineralização, que parecia estender-se além das regiões de lesão visualizadas nas radiografias.

Em 2000, Eberhard *et al*. utilizaram imagens por subtração para monitorar a progressão da desmineralização no esmalte. Nessa pesquisa, 14 molares humanos hígidos foram incubados em gel acidificado por um período de 42 dias. Convém ressaltar que somente uma área de esmalte com 2,2 mm de diâmetro, em cada face proximal, era mantida sob exposição direta ao ácido. Antes da incubação e após 7, 14, 21, 28, 35 e 42 dias, foram obtidas radiografias padronizadas de todos os dentes. Posteriormente, as radiografias foram digitalizadas e subtraídas. A avaliação das imagens por subtração envolveu o cálculo dos valores médios da escala de tons de cinza das seguintes áreas: 1. equivalente ao perímetro da coroa, 2. limitada a um retângulo que incluía a área proximal, e 3. correspondente à área máxima de desmineralização ao 42º dia. As análises estatísticas demonstraram que as imagens evidenciaram uma progressão contínua da desmineralização no esmalte, do primeiro ao último dia da investigação. Concluiu-se que as imagens por subtração podem facilitar a detecção e a documentação longitudinal de pequenas lesões de cárie proximais.

Wenzel *et al*. (2000) compararam a reprodutibilidade na avaliação do comportamento de lesões de cárie em imagens por subtração e radiografias convencionais. A amostra era constituída por 97 pares de radiografias interproximais de clientes de uma clínica privada, sendo que o intervalo de tempo entre as tomadas variou de 1 a 2 anos. Foram obtidas imagens por subtração para os dentes superiores e inferiores, separadamente, devido à falta de padronização das radiografias. Sete examinadores, 1 radiologista e 6 estudantes do último ano de Odontologia, interpretaram as radiografias convencionais e as imagens por subtração. De acordo com as análises estatísticas, os valores médios de

concordância intra-examinador foram equivalentes a 0,758 e 0,875 para as radiografias convencionais e imagens por subtração, respectivamente, evidenciando uma diferença estatisticamente significante. A concordância intra-examinador foi, em geral, maior do que o resultado do teste inter-examinador, para ambos os métodos. A concordância inter-examinador não foi maior para as imagens por subtração, indicando que as características das lesões foram interpretadas diferentemente pelos examinadores, ainda que eles estivessem calibrados. No entanto, os autores sugeriram que subtração pode ser um recurso útil para a avaliação da progressão de lesões de cárie na rotina da prática clínica.

Maltz *et al*. (2002) empregaram as imagens por subtração obtidas pela técnica indireta no estudo da progressão de lesões de cárie, após a remoção incompleta da dentina cariada. Foram realizadas avaliações clínica, radiográfica e microbiológica do tecido dentinário de 30 dentes, de pessoas na faixa etária de 12 a 23 anos. Depois de um período de 6 a 7 meses, em que os dentes permaneceram selados com cimento provisório, os pesquisadores observaram alterações na cor e na consistência da dentina remanescente, bem como um decréscimo significativo nas contagens de bactérias. Duas regiões controles e uma área denominada zona radiolúcida foram analisadas nas imagens por subtração de radiografias interproximais. Não houve diferença estatisticamente significante, em relação à densidade radiográfica, entre as regiões controles. Todavia, ocorreu um aumento significativo da intensidade dos pixels na zona radiolúcida, sugerindo ganho de minerais.

A utilidade das imagens por subtração no monitoramento de lesões proximais submetidas à remineralização foi testada por Nunes, em 2003. Onze alunos de graduação em Odontologia que apresentavam lesões em esmalte, nos dentes posteriores, foram triados para 8 sessões de aplicação tópica de flúor. Seis examinadores interpretaram as radiografias convencionais dos voluntários, obtidas antes e após o tratamento, bem como as imagens por subtração. As médias dos índices de concordância intra-examinador foram de 0,431 e 0,524, para o método

comparativo e a subtração, respectivamente. Não houve diferença estatisticamente significante. Os valores correspondentes à concordância inter-examinador foram de 0,277 e 0,405. A análise estatística evidenciou uma diferença significativa a favor das imagens por subtração. Depreendeu-se que a subtração pode ser empregada para monitorar a remineralização de lesões de cárie, conferindo maior padronização ao diagnóstico.

3. PROPOSIÇÃO

A partir desta revisão da literatura, ratifica-se a importância dos recursos que tornem o diagnóstico radiográfico das lesões de cárie proximais incipientes mais fidedigno. Dentre os métodos de processamento digital da imagem radiográfica, a subtração pode despontar como estratégia eficiente para monitorar o avanço da desmineralização no esmalte. Portanto, esta pesquisa teve os seguintes objetivos:

1. Determinar a validade das imagens por subtração radiográfica digital no diagnóstico de lesões de cárie proximais, experimentalmente induzidas em esmalte, por meio da análise da microdureza do esmalte seccionado longitudinalmente;

2. Avaliar, comparativamente, o desempenho do filme InSight® e dos sistemas digitais CygnusRay MPS®, DenOptix® e DIGORA®, na interpretação radiográfica de lesões de cárie incipientes.

3. PROPOSIÇÃO

4. MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas – FOP/UNICAMP, sob o protocolo número 112/2001 (Anexo).

4.1 SELEÇÃO DOS DENTES

Para uso exclusivo nesta pesquisa, foram selecionados 50 dentes terceiros molares humanos, superiores e inferiores, hígidos com, pelo menos, dois terços radiculares formados. A quantidade de dentes foi determinada com base nos números de modalidades de aquisição de imagens radiográficas, faces proximais a serem interpretadas e examinadores. Embora o poder da análise estatística aumente em função da amostra, Hintze *et al*. (2003) explicaram que as metodologias para se comparar a acurácia de vários sistemas radiográficos podem ser elaboradas livremente, contanto que o número total de interpretações por sistema seja idêntico.

Os dentes foram extraídos e coletados pelos alunos de pós-graduação da área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial, da FOP/UNICAMP. As exodontias desses terceiros molares decorreram de indicações primariamente cirúrgicas – como nos casos de impactação e retenção, ou com a finalidade de correção ortodôntica. Todos os dentes foram doados espontaneamente por voluntários, que foram informados da utilização dos mesmos em um trabalho científico, pelos cirurgiões-dentistas que realizaram as cirurgias. Os doadores foram conscientizados de que sua participação era voluntária, cabendo somente a eles ou a seus responsáveis

legais efetuar a doação. Os voluntários documentaram a doação, ao assinarem um termo de consentimento apresentado em duas vias – uma ficou sob a posse do doador e a outra foi retida pelo pesquisador responsável por este projeto.

Após as exodontias, os resíduos de sangue eram removidos com solução de cloreto de sódio a 0,9% e efetuava-se um polimento com pedra-pomes e água, visando à eliminação de quaisquer resquícios de placa bacteriana das superfícies dentárias. Foram executadas duas restaurações com amálgama na face lingual de cada dente, uma coronária e outra na parte radicular, empregando-se uma ponta esférica diamantada com 1,5 mm de diâmetro, em alta rotação, sob refrigeração contínua. Essas restaurações serviram como pontos de referência durante o alinhamento das imagens para a subtração. Os dentes eram, subseqüentemente, acondicionados em um recipiente plástico contendo solução de cloreto de sódio a 0,9% e mantidos, em geladeira, a uma temperatura de aproximadamente +10º C. O armazenamento dos dentes em refrigerador foi necessário até que a amostra fosse completada, pois a coleta foi paulatina.

4.2 INDUÇÃO DAS LESÕES DE CÁRIE PROXIMAIS INCIPIENTES

A relevância dos exames radiográficos no diagnóstico das lesões de cárie proximais é ainda mais acentuada quanto menor for o sinal perceptível. Lesões extensas e cavidades produzidas com brocas têm contornos nítidos e alto contraste devido à presença de ar (Benn, 1994; Kang *et al*., 1998). Neste experimento, as desmineralizações no esmalte foram induzidas, para simular lesões de cárie incipientes, visando a padronizar a amostra sob avaliações. A coleção de dentes com lesões de mancha branca naturais maximizaria a heterogeneidade da amostra.

Diversos métodos, empregando culturas de bactérias cariogênicas e meios acidificados, foram desenvolvidos para induzir lesões artificiais de cárie em esmalte, que apresentam características histológicas similares àquelas das desmineralizações naturais (Minah *et al*., 1998; Larsen & Bruun, 2001). Apesar

desses modelos não reproduzirem a complexidade dos eventos que ocorrem na boca, eles viabilizam os estudos sobre as lesões de cárie (Larsen & Bruun, 2001).

4.2.1 Preparo dos dentes

A porção radicular dos dentes foi incluída em blocos retangulares, de aproximadamente 1,2 cm de largura, de resina de poliestireno incolor. Depois da inclusão, as porções coronárias foram revestidas com verniz para unhas ácido-resistente, de secagem rápida – Colorama Express®, na cor vermelha, deixando-se apenas uma área circular de esmalte hígido exposta, de aproximadamente 7 mm^2, em uma das faces proximais (Figura 1). A seleção da face teste foi realizada por inspeção visual, escolhendo-se, preferencialmente, a face mais regular e plana. Os blocos de dentes foram enumerados e aleatoriamente distribuídos em 5 grupos, que continham um total de 10 dentes. Os grupos receberam as codificações a seguir:

* **C**: dentes controles.

* **60 dias**: dentes imersos em solução desmineralizante por 60 dias.

* **75 dias**: dentes imersos em solução desmineralizante por 75 dias.

* **90 dias**: dentes imersos em solução desmineralizante por 90 dias.

* **120 dias**: dentes imersos em solução desmineralizante por 120 dias.

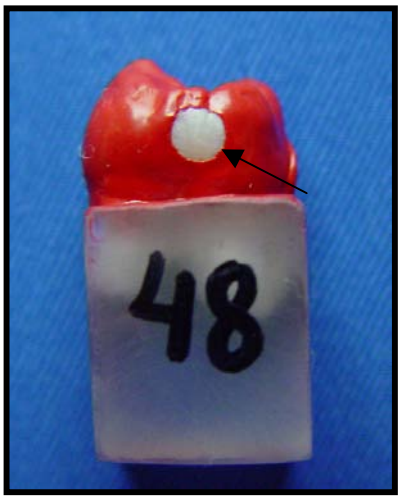


Figura 1 - Dente incluído em bloco de resina, apresentando área circular de esmalte hígido na face proximal (*seta*).

4.2.2 Fase de desmineralização

A solução desmineralizante utilizada nesta pesquisa foi desenvolvida com respaldo nas investigações de ten Cate (2001) e Argenta *et al*. (2003), bem como nos estudos pilotos que foram realizados. Essa solução continha ácido acético 0,05 M, a pH 4,8, juntamente com cálcio 1,12 mM, fosfato 0,77 mM e 0,03 ppm (partes por milhão) de flúor, e foi formulada da seguinte maneira: a 4,29 ml de ácido acético concentrado foram adicionados 286,8 mg de cloreto de cálcio di-hidratado ($CaCl_2.2H_2O$), 159,39 mg de fosfato de sódio monobásico ($NaH_2PO_4.H_2O$) e 0,45 ml do padrão de 100 ppm de flúor, obtendo-se uma mistura homogênea. O volume foi completado para 1500 ml, com água destilada e deionizada, e o pH foi acertado para 4,8. Acrescentou-se cerca de 1 g de cristais de timol, para evitar a contaminação por fungos. As concentrações de fósforo e cálcio foram determinadas em amostras da solução preparada, para excluir a possibilidade de erros decorrentes da formulação incorreta.

A proporção recomendada para uso é de 2,0 ml dessa solução desmineralizante para 1 mm^2 de esmalte exposto. Como a área de esmalte exposta, em cada dente, media cerca de 7 mm^2, os dentes dos grupos 60 dias, 75 dias, 90 dias e 120 dias foram incubados em recipientes plásticos individuais contendo 14 ml da solução, em estufa a +37º C. De acordo com os períodos de desmineralização preestabelecidos, 60, 75, 90 e 120 dias, os dentes foram retirados da solução. Os dentes controles foram mantidos em recipientes plásticos individuais, umidificados por algodão embebido em água destilada e deionizada, em estufa a +37º C, durante 120 dias. As áreas de esmalte hígido expostas permaneceram em ambiente úmido sem, no entanto, estarem em contato direto com a água, para que não houvesse troca iônica.

Os estudos pilotos forneceram subsídios não somente para a indicação dos períodos de desmineralização, mas também para a troca das soluções desmineralizantes dos grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias. A permuta foi efetuada após 60 dias de imersão na solução desmineralizante. Portanto, os dentes dos grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias foram mantidos imersos por mais 15, 30 e 60 dias, respectivamente, após a troca das soluções. Essa substituição foi planejada para evitar que as soluções ficassem supersaturadas, em decorrência da constante troca iônica que ocorre entre o esmalte e o fluido. Se houver supersaturação, a desmineralização não evolui da superfície do esmalte em direção à junção amelo-dentinária, pois a dinâmica das trocas iônicas fica muito lenta. As concentrações médias de fósforo e cálcio das soluções desmineralizantes dos grupos experimentais foram determinadas em duas ocasiões. A primeira dosagem foi executada para os grupos 60 dias, 75 dias, 90 dias e 120 dias. Os dentes desses grupos haviam completado 60 dias em solução desmineralizante. A segunda dosagem foi realizada para os três últimos grupos, após a troca das soluções.

4.3 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS RADIOGRÁFICAS

4.3.1 Obtenção das radiografias convencionais, digitais e digitalizadas

No primeiro dia e ao término de cada período de desmineralização, foram obtidas radiografias de todos os dentes dos respectivos grupos sob análises. Para tanto, foram utilizados o filme InSight® (Eastman Kodak Co., Rochester, NY, EUA) e os sensores dos sistemas digitais CygnusRay MPS® (Cygnus Technologies, Scottsdale, AZ, EUA), DenOptix® (Dentsply International/Gendex® Dental X-ray Division, Des Plaines, IL, EUA) e DIGORA® (Orion Corp./Soredex®, Helsinque, Finlândia) (Tabela 1). O aparelho de raios X GE 1000® (General Electric Co., Milwaukee, WI, EUA) funcionou em regime constante de 70 kVp e 10 mA, com filtração total de 2,5 mm de alumínio.

A partir de testes pilotos, foram selecionadas exposições distintas para os receptores de imagem, considerando que os sistemas digitais são mais sensíveis em relação aos filmes e que as melhores imagens, para diagnóstico, dos sistemas de armazenamento de fósforo são obtidas em uma faixa de exposição mais elevada, em comparação com os sistemas CCD (Oliveira, 2001). O filme InSight® requer menor exposição à radiação X do que seus predecessores (Ludlow *et al*., 2001a, b; Price, 2001; Syriopoulos *et al*., 2001; Thunthy & Ireland, 2001), sem prejuízo da qualidade para diagnóstico. Desse modo, foram utilizados 18 pulsos para o filme; 10 pulsos para as placas de armazenamento de fósforo e 8 pulsos para o sensor CCD. Esses números de pulsos correspondem a tempos de exposição equivalentes a 0,3; 0,16 e 0,13 s, respectivamente.

Tabela 1 – Especificações dos receptores de imagem utilizados nesta pesquisa.

Nome comercial	Tipo de receptor	***Área ativa*** **(mm)**	**Tamanho do *pixel***	*Resolução* **(pares de linhas por milímetro)**	*Exposição* **(pulsos)‡**
InSight®	Filme	31 x 41	–	10 - 20*	18
CygnusRay MPS®/ High Resolution Sensor	Sensor CCD	20,026 x 30,096	44 μm	11	08
DenOptix®	Placa de Armazenamento de Fósforo	31 x 41	85 μm	6	10
DIGORA®/ Sensor Branco	Placa de Armazenamento de Fósforo	30 x 40	70 μm	6	10

**** Ludlow et al. (2001b); Price (2001)***

‡ Fatores selecionados com base em estudos pilotos.

Previamente à exposição, os sensores dos sistemas de armazenamento de fósforo eram acondicionados em um invólucro protetor, para evitar a influência da luz ambiente e prevenir injúrias físicas na face ativa. Esse procedimento foi dispensável ao sensor CCD, nestas condições experimentais, uma vez que sua constituição externa confere proteção ao dispositivo CCD interno. As imagens foram adquiridas sem alteração dos comandos padrões nos programas de cada sistema radiográfico digital. A leitura dos sensores DenOptix®, foi executada com resolução de 300 dpi. Convém salientar que as imagens do DIGORA® são lidas com 360 dpi, por regime padrão, sem quaisquer operações de manipulação, enquanto o DenOptix® possui um algoritmo para a equalização do histograma (*automatic range control*). Esse algoritmo distende o histograma para utilizar a escala completa de tons de cinza (Borg *et al*., 2000).

Para auxiliar no posicionamento dos receptores de imagem e dos dentes, foi confeccionado um suporte em acrílico com cinco acessórios: aro localizador fixo, para a orientação do cilindro do aparelho de raios X; base para o

apoio dos dentes; dispositivo fixo para a manutenção do sensor CCD; dispositivo ajustável para os outros três receptores e régua milimetrada (Figura 2). Esse suporte propiciou a aquisição de imagens padronizadas, mantendo as distâncias fonte de radiação-receptor igual a 40 cm e objeto-receptor de 1,5 cm, bem como angulação vertical de 0º e horizontal de 90º. Para a simulação dos tecidos moles, uma placa em acrílico, com 2,5 cm de espessura, foi posicionada à frente das faces vestibulares dos dentes, que eram mantidos paralelos aos receptores, centralmente ao feixe útil de radiação X (Figura 3).

A padronização da geometria de exposição é importante para o alinhamento satisfatório das imagens, durante a subtração radiográfica digital (Gröndahl *et al*., 1982, 1983; Kravitz *et al*., 1992). O grau de desalinhamento nas projeções, que pode ser tolerado, depende do tamanho e do contraste das lesões. Alterações mais tênues requerem maior reprodutibilidade na geometria de exposição (Gröndahl *et al*., 1983; Kravitz *et al*., 1992).

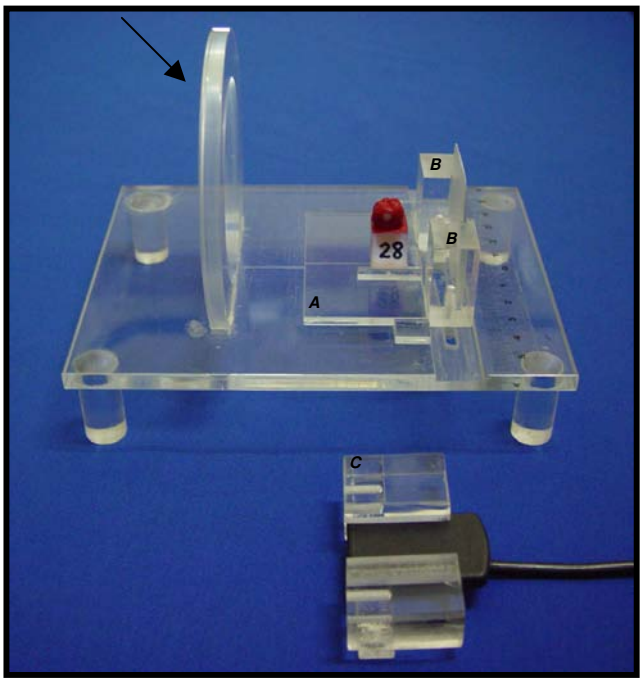


Figura 2 - Suporte em acrílico contendo aro localizador (*seta*), acessório para o posicionamento dos dentes (*A*) e dispositivos para a manutenção dos receptores (*B* e *C*).

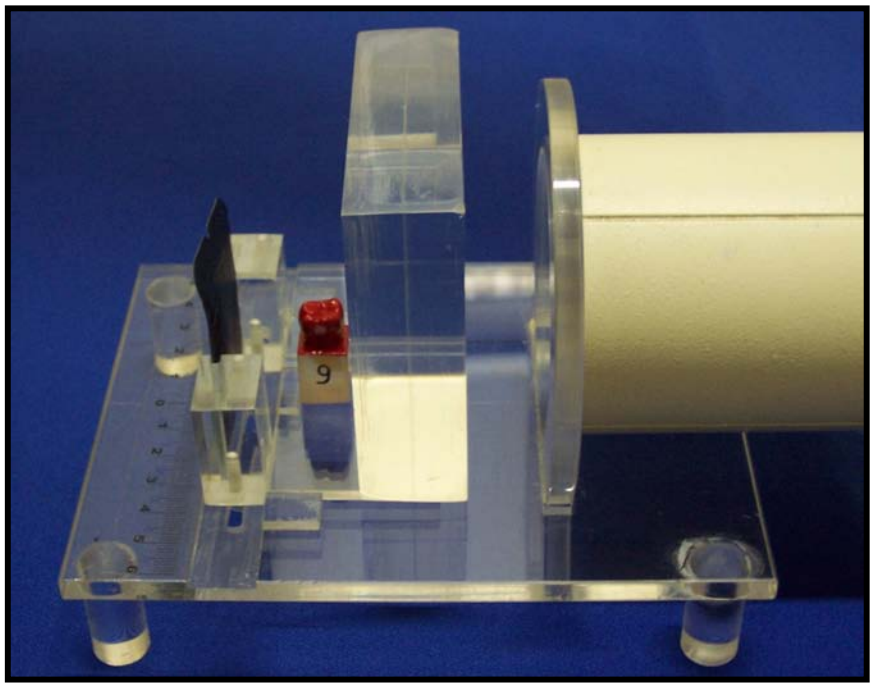


Figura 3 - Projeção lateral, apresentando a disposição espacial do cilindro do aparelho de raios X, do dente e do sensor DenOptix®.

As radiografias digitais obtidas com o DIGORA® podiam ser visualizadas após 25 s de introdução do sensor no respectivo *scanner*. Em se tratando do DenOptix® *scanner*, selecionava-se a leitura com duração de 1,12 min. As radiografias adquiridas com o sistema CCD eram exibidas quase instantaneamente. As imagens eram arquivadas pelo número do dente, conforme o período de registro – a, para radiografias de referência ou iniciais, e b, para radiografias finais – em CD-R (*compact disc-recordable*), no formato TIFF (*Tagged Image File Format*), 8 *bits*. Esse procedimento garantiu que as imagens arquivadas tivessem a mesma quantidade de informações que as originais, pois TIFF traduz-se em um formato de arquivo sem perda. A compressão pode remover valores de tons de cinza que ocorram menos freqüentemente (van der Stelt, 2000), o que é indesejável em um estudo comparativo acerca da acurácia para o diagnóstico de alterações tênues, entre sistemas de aquisição de imagens radiográficas (Oliveira, 2001). Ademais, Wenzel & Hintze (1999b) observaram que

a acurácia para o diagnóstico de lesões de cárie proximais foi diminuída em imagens compactadas em relação às radiografias digitais arquivadas em TIFF.

Os filmes foram processados em uma processadora automática GXP® (Dentsply International/Gendex®), com soluções Readymatic® (Eastman Kodak Co.) recém-preparadas. As radiografias convencionais foram montadas, aos pares, em cartelas plásticas que apresentavam a inscrição de suas codificações. Para a obtenção das radiografias digitalizadas, as radiografias convencionais foram capturadas por um *scanner* a *laser* ScanJet 4C/T® (Hewlett Packard Co., Greeley, Colorado, EUA), associado ao *software* Adobe Photoshop® 5.0 (Adobe Systems Incorporated, San Jose, CA, EUA). As radiografias foram digitalizadas com resolução de 300 dpi e arquivadas em formato TIFF, 8 *bits*.

O número total de radiografias, incluindo as imagens iniciais e finais, obtidas por meio das cinco modalidades supracitadas, foi igual a 500.

4.3.2 Subtração digital das imagens radiográficas

A amostra desta investigação continha radiografias digitais e digitalizadas, portanto, foram obtidas imagens por subtração pelas técnicas direta e indireta. Por meio de um *software* especialmente desenvolvido para a manipulação e interpretação de imagens, o EMAGO®/Advanced 3.43 (Oral Diagnostic Systems, Louwesweg, Amsterdam, Holanda), as imagens por subtração foram adquiridas, a partir das radiografias iniciais e dos registros efetuados durante a fase de indução das lesões de cárie, conforme os dias de estudo preestabelecidos.

Previamente à subtração, foram necessários dois procedimentos indispensáveis. O primeiro deles foi o ajuste de brilho e contraste, objetivando a uniformidade dessas características no par de radiografias. A diferença na distribuição dos tons de cinza das radiografias gera ruído nas imagens por subtração, o que pode impedir a detecção de pequenas alterações (McHenry *et*

al., 1987; Ohki *et al*., 1988). No EMAGO®/Advanced 3.43, o comando *gamma correction* executa o ajuste de brilho e contraste da radiografia final baseado na radiografia inicial, e vice-versa. Em seguida, a radiografia inicial era subtraída da radiografia final com a ativação da ferramenta *linear subtraction*. A imagem resultante apresenta um fundo cinza neutro, que facilita a visualização de alterações que possam ocorrer no intervalo de tempo entre a obtenção das radiografias (Versteeg & van der Stelt, 1995).

O segundo procedimento foi a aplicação de um algoritmo para a correção de desalinhamentos. De acordo com Samarabandu *et al*. (1994), ainda que se utilizem as melhores técnicas disponíveis para obter radiografias padronizadas visando à subtração, em uma amostra podem existir pares com discrepância geométrica. O desalinhamento entre as radiografias é detectável nas imagens por subtração linear. Nos casos de desalinhamentos inaceitáveis, utilizou-se a ferramenta *reconstruction*, que possibilita a criação de uma imagem final com geometria de exposição similar àquela da radiografia inicial. A reconstrução envolve o mapeamento da informação contida em uma imagem sobre o plano de projeção da radiografia inicial. Subseqüentemente, procedeu-se novamente à subtração linear entre a radiografia inicial e a imagem reconstruída.

O *software* também disponibiliza a ferramenta *logarithmic subtraction*, um processamento que ressalta as áreas de desvios tênues do valor médio 127, do fundo cinza neutro (Versteeg & van der Stelt, 1995). A ativação desse comando produz uma imagem por subtração em que pequenas diferenças de contraste são melhor evidenciadas, porém, às expensas de um aumento no ruído. Considerando que a finalidade desta pesquisa era verificar a aplicabilidade da subtração radiográfica digital no diagnóstico de lesões de cárie incipientes, as imagens por subtração logarítmica foram capturadas e arquivadas em CD-R, juntamente com as imagens por subtração linear. As imagens dos dentes foram identificadas por seu respectivo número acrescido do sufixo Li, para as imagens por subtração

linear, ou Log, para as imagens por subtração logarítmica. Foram capturadas 200 imagens por subtração linear e 200 imagens por subtração logarítmica.

4.4 DIAGNÓSTICO RADIOGRÁFICO

4.4.1 Seleção dos examinadores

A interpretação das radiografias convencionais, digitais e digitalizadas, pelo método comparativo, foi executada por três examinadores, especialistas em Radiologia Odontológica, alunos do curso de Doutorado em Radiologia Odontológica da FOP/UNICAMP. Esse grupo é experiente na interpretação de radiografias digitais e digitalizadas, além de ter desenvolvido um estudo sobre diagnóstico radiográfico da cárie dentária. Ao selecionar os examinadores, três fatores foram devidamente considerados: a experiência na interpretação de radiografias digitais e digitalizadas, para evitar uma tendência em favor do filme, pois é o receptor mais comumente utilizado na prática clínica; o conhecimento ampliado acerca da doença cárie dentária e um treinamento prévio na detecção de lesões incipientes.

A escolha de um quarto examinador, que interpretou as imagens por subtração, foi ainda mais criteriosa. Esse profissional deveria saber utilizar os comandos do EMAGO®/Advanced 3.43, ser experiente na interpretação de imagens por subtração e ter acompanhado as fases prévias deste trabalho, para entender plenamente os objetivos da tarefa. Os resultados das avaliações das imagens por subtração funcionariam como um padrão prata em relação ao método de interpretação comparativo dos pares de radiografias. Por isso, foi indicado um radiologista experiente, que preencheu todos os requisitos apontados; entretanto, não participou da randomização dos dentes nem tampouco da aquisição das imagens.

4.4.2 Treinamento dos examinadores

Foi realizada uma sessão de calibração dos examinadores, visando a explanar-lhes os objetivos e a metodologia do trabalho, a apresentar-lhes o EMAGO®/Advanced 3.43, a explicar-lhes o método de avaliação estabelecido, a detectar e a corrigir eventuais falhas e verificar a assimilação do treinamento. O pesquisador responsável pelo treinamento forneceu-lhes instruções verbais e escritas, além de ter estado disponível para responder questões e esclarecer dúvidas, durante as fases de interpretação radiográfica.

É interessante destacar que, durante o treinamento prático na interpretação de radiografias que não faziam parte da amostra – as imagens eram de dentes sobressalentes – os examinadores sugeriram que se utilizasse o recurso *zoom 1:1* do EMAGO®/Advanced 3.43. Essa ferramenta possibilita uma magnificação equivalente ao dobro do tamanho original das radiografias. A princípio, não seria permitido o aumento das radiografias, todavia, o pesquisador decidiu acatar a sugestão dos examinadores. A discussão sobre a utilização de recursos que melhorem a interpretação das imagens e, por conseguinte, o diagnóstico propriamente dito, ratifica a necessidade e a relevância de aplicar-se um treinamento aos examinadores.

Apesar de o quarto examinador conhecer bastante a metodologia desta investigação científica e o enfoque da calibração na interpretação das imagens por subtração radiográfica digital ter sido mais prático do que teórico, os debates foram substanciais. Convém ressaltar que foram discutidos nas reuniões, inclusive, desenhos esquemáticos de imagens por subtração hipotéticas.

4.4.3 Interpretação das imagens

As radiografias convencionais, digitais e digitalizadas, pré e pós-tratamento, foram interpretadas pelo método comparativo, em duas ocasiões, sendo que o intervalo de tempo entre as avaliações foi de 15 dias. As imagens por

subtração foram analisadas apenas uma vez. Limitou-se o número de pares de radiografias interpretadas, por dia, a 25, para evitar que os examinadores comprometessem as avaliações em virtude de uma fadiga visual. O número de imagens por subtração a ser avaliado, por dia, também foi limitado a 25. As imagens desta pesquisa, adquiridas por meio de cada modalidade em estudo, foram interpretadas em um prazo máximo de uma semana.

Em uma sala pouco iluminada, os examinadores interpretaram as radiografias convencionais ao negatoscópio, sob intensidade de luz não variável, com o auxílio de um dispositivo de aumento para 2X, o Viewscope® (Flow X-ray Corp., West Hempstead, NY, EUA), que dispensa a utilização de acessórios para barrar a passagem da luz às margens das radiografias (Arnold, 1987). A interpretação das radiografias digitais e digitalizadas, bem como das imagens por subtração, foi realizada nessa mesma sala. As imagens foram exibidas, pelo EMAGO®/Advanced 3.43, na tela de um monitor SVGA (*Super Video Graphics Array*) de 15 polegadas, empregando-se a resolução de 800 x 600 *pixels*, em *true color* (24 *bits*). Os examinadores avaliaram as imagens, respeitando os padrões recomendados como ideais para a interpretação de imagens digitais, isto é, com a luz ambiente e o brilho do monitor reduzidos. Os níveis de brilho e contraste do monitor foram fixados antes do início das interpretações.

Os examinadores permaneciam a cerca de 50 a 70 cm de distância do monitor e podiam acionar os controles de brilho e contraste das imagens, para manipular essas características intuitivamente e evidenciar o sinal de interesse. A pedido dos examinadores, um aumento equivalente ao dobro da imagem original, na tela do monitor, foi empregado. Vários pesquisadores atestaram a utilidade da magnificação no diagnóstico das lesões de cárie, dentro de um limite em que o sinal não seja degradado (Scaf *et al*., 1993; Wenzel *et al*., 1993; Svanaes *et al*., 1996; Sarmento & Rubira, 2000; Nair & Nair, 2001). Em seu trabalho, Nair & Nair (2001) justificaram o emprego da magnificação, ao explicarem que utilizaram esse recurso para evitar a introdução de uma desvantagem entre as modalidades de

aquisição de imagens avaliadas, tanto convencional como digital, ainda que o aumento não fosse uniforme, porque a projeção na tela do monitor é maior.

Não foi estabelecido um período de tempo para as sessões de interpretação. Os examinadores foram instruídos a avaliar as características radiográficas das faces proximais e atribuir-lhes notas classificatórias. Como os dentes enumerados estavam distribuídos aleatoriamente nos grupos, sem uma seqüência relacionada aos períodos de desmineralização, as chances de dedução no diagnóstico pelas imagens correspondentes foram reduzidas.

Os examinadores das radiografias convencionais, digitais e digitalizadas, receberam, semanalmente, um material de interpretação que constava de: uma apostila com os gabaritos das faces proximais, para as imagens pós-tratamento, e um CD-R de uma das modalidades de aquisição de imagens sob análise, ou um envelope com as cartelas plásticas das radiografias convencionais. A apostila continha as identificações da modalidade em estudo e do examinador (Apêndice). Como havia três examinadores, cada um recebeu um número de 1 a 3, para ocultar seus nomes.

Seguindo-se à comparação das faces proximais dos dentes pré e pós-tratamento, uma nota era atribuída a cada face proximal, na imagem final. A escala de classificação apresentava os cinco pontos abaixo:

1- CÁRIE DEFINITIVAMENTE AUSENTE

2- CÁRIE PROVAVELMENTE AUSENTE

3- INCERTEZA

4- CÁRIE PROVAVELMENTE PRESENTE

5- CÁRIE DEFINITIVAMENTE PRESENTE

O quarto examinador recebeu apenas um CD-R com todas as imagens por subtração; no entanto, foi orientado quanto à necessidade de distribuir

adequadamente as sessões de interpretação, de maneira similar aos outros três examinadores. Nessa tarefa, interpretava-se uma única imagem, por subtração linear ou logarítmica, e classificava-se cada face proximal do respectivo dente, conforme a mesma escala utilizada no método comparativo.

4.5 VALIDAÇÃO DO DIAGNÓSTICO RADIOGRÁFICO

De acordo com Wenzel & Hintze (1999a), um padrão ouro fidedigno deve preencher três critérios universais: ser estabelecido por um método que seja reproduzível, descrever as características anatomopatológicas da doença em estudo e ser independente do método de diagnóstico sob avaliação. Ao serem utilizadas imagens radiográficas como padrão ouro, em pesquisas acerca do desempenho de modalidades de aquisição de imagens, os critérios supracitados não serão completamente preenchidos, uma vez que os diagnósticos radiográficos não são reproduzíveis e o método de validação não será independente das modalidades sob teste (Hintze & Wenzel, 2003). O exame histológico é um método de validação altamente reproduzível, sendo o ideal para pesquisas *in vitro* (Wenzel & Hintze, 1999a; Hintze & Wenzel, 2003).

Várias técnicas têm sido empregadas para medir as alterações que acontecem nos tecidos duros dos dentes, entre elas, as análises de microdureza e as dosagens bioquímicas (Featherstone *et al*., 1983; Arends & ten Bosch, 1992; White *et al*., 1992; Minah *et al*., 1998).

A análise da microdureza é um método indireto para a determinação quantitativa de perda ou ganho mineral, em extensão de tecido. Nesse método, um diamante *Knoop* ou *Vickers* é posicionado sobre a amostra, com uma determinada carga, por um dado período de tempo. O comprimento da indentação realizada pelo diamante é calculado em micrômetros. Se os valores de comprimento das indentações aumentarem, o tecido perdeu mineral (Arends & ten Bosch, 1992). Os valores da microdureza, obtidos pela penetração do diamante, são uma medida da resiliência mecânica do esmalte (Featherstone *et al*., 1983).

Para validar os diagnósticos por imagens, foram executadas mensurações da microdureza do esmalte seccionado longitudinalmente, nas faces proximais testes dos 50 dentes selecionados. Em adição, foram realizadas dosagens bioquímicas nas soluções desmineralizantes, visando à determinação das concentrações de fósforo e cálcio.

4.5.1 Preparo das faces proximais para as mensurações da microdureza

Inicialmente, os dentes tiveram suas porções coronárias separadas dos blocos de resina, com o auxílio de um disco de diamante Diamond Wafering Blade 15HC® (Buehler®, IL, EUA) acoplado a uma cortadeira ISOMET® Low Speed Saw (Buehler®, IL, EUA). Subseqüentemente, efetuou-se a secção das coroas dentárias, de modo que o segundo corte dividiu as áreas testes ao meio. As duas metades coronárias de um mesmo dente foram incluídas em resina acrílica de metil metacrilato incolor, utilizando-se uma Prensa Automática para Embutimento Metalográfica PRE-30® (Arotec, SP, Brasil). As metades das coroas embutidas foram designadas pelo número do respectivo dente, acrescido das letras a e b.

Para a remoção de uma camada de resina que escoa e adere-se aos tecidos dentários e objetivando a planificação da superfície das coroas embutidas, foram realizados desgastes com uma Lixadeira e Politriz Universal APL-4® (Arotec, SP, Brasil), utilizando-se as lixas d'água 320 e 600, sob refrigeração e em baixa velocidade, por 10 min. O acabamento foi executado com a lixa d'água 1200, sob refrigeração e em baixa velocidade, por 15 min. Em seguida, efetuou-se o polimento com um disco de veludo sintético, sob irrigação com a suspensão de diamante em base aquosa Metadi® Diamond Suspension (Buehler®, IL, EUA), contendo partículas de 1 μ e em baixa velocidade, por 15 min. É importante frisar que, entre uma lixa e outra, bem como antes e após a utilização do disco de veludo, as coroas embutidas permaneceram imersas em uma solução detergente Ultramet® Sonic Cleaning Solution (Buehler®, IL, EUA), diluída em água destilada

e deionizada na proporção de 20:1, sob a ação de um aparelho de ultra-som, por 5 min, a fim de eliminar as partículas residuais aderidas à superfície.

Desde o preparo até a fase de mensuração da microdureza, as coroas embutidas foram armazenadas em dois recipientes plásticos fechados, em geladeira, a uma temperatura de +10º C. A umidificação dos recipientes foi garantida pela colocação de papel absorvente sob as coroas embutidas e compressas de gaze na tampa, umedecidos com água destilada e deionizada.

4.5.2 Análise da microdureza do esmalte seccionado longitudinalmente

As coroas embutidas e polidas foram levadas ao microdurômetro FM Series Digital Microhardness Tester® (Future-Tech Corp., Tóquio, Japão) e, por meio do software FM-ARS® 7000 (Sun-Tec Corp., Novi, MI, EUA), foram realizados os testes de microdureza (Figura 4).

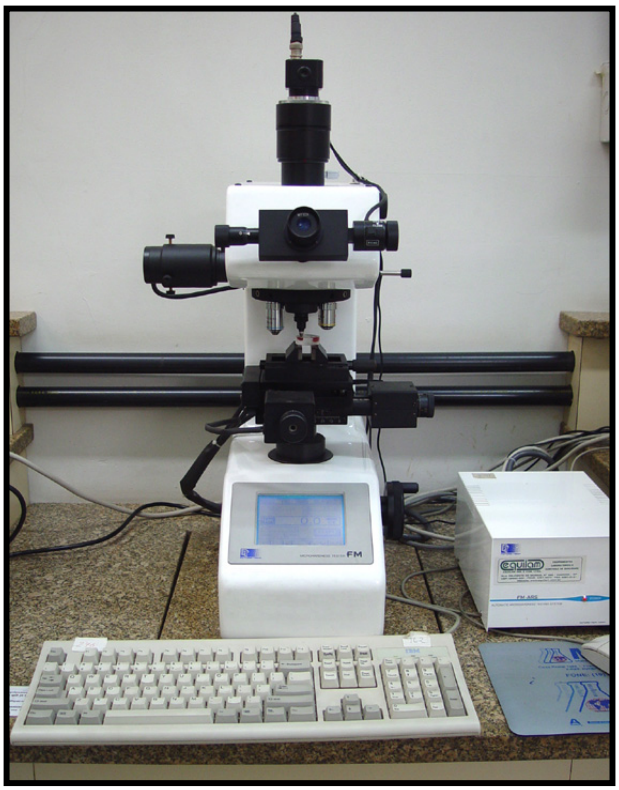


Figura 4 - microdurômetro FM Series Digital Microhardness Tester®.

As indentações foram realizadas com o indentador contendo um diamante *Knoop* paralelo à superfície do esmalte, empregando-se uma carga de 25 g – que é utilizada rotineiramente próximo à faixa externa do esmalte, para evitar rachaduras na amostra, por 5 s (Figura 5). Selecionou-se o padrão de duas linhas verticais, com espaçamento de 200 μm, para que fossem efetuadas indentações a 150; 170; 190; 210; 230; 250; 270; 290; 310; 330; 350; 370; 390 e 410 μm da superfície do esmalte, nas áreas testes das metades a e b de todas as coroas embutidas. Assim, as mensurações foram obtidas a intervalos de 20 μm, através da lesão e no esmalte hígido.

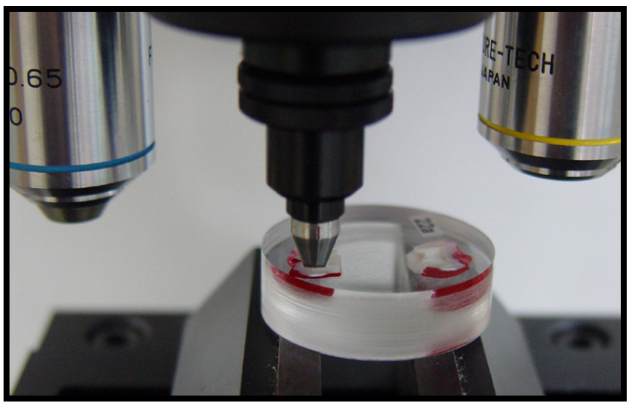


Figura 5 - Indentador *Knoop* em operação na camada interna do esmalte.

O planejamento dessa análise progressiva a uma profundidade inicial de 150 μm foi respaldado por estudos pilotos. Nesses experimentos iniciais, observou-se que a camada de esmalte com espessura de aproximadamente 150 μm exibia desmineralização severa, o que impossibilitava as leituras de microdureza. É interessante salientar que os dentes mantinham a superfície do esmalte, ainda que se apresentasse bastante porosa e descorada.

A partir da determinação da largura de cada indentação do diamante, o software FM-ARS® 7000 fornecia os valores da microdureza *Knoop*, em uma tabela de cálculos. Um examinador devidamente treinado e calibrado estabelecia o comprimento da diagonal maior, que representava a largura da indentação em

forma de losango (Figura 6). Conforme as especificações do equipamento utilizado nessa análise, a penetração do diamante *Knoop* no esmalte hígido é de aproximadamente 1/30 do comprimento da diagonal maior.

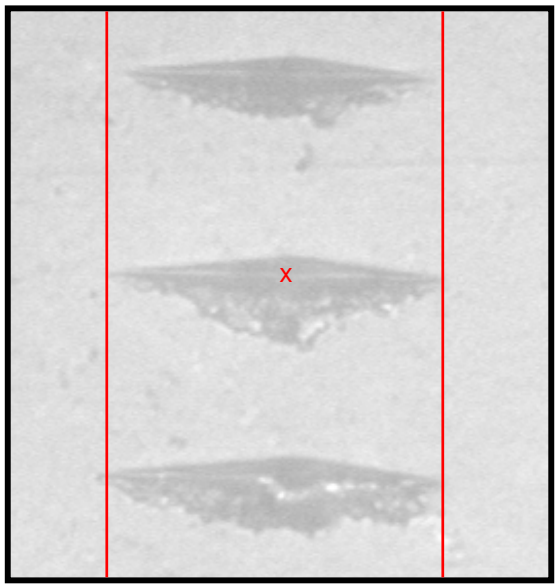


Figura 6 - Delimitação da diagonal maior de uma indentação em esmalte hígido. (*Aumento de 40X*)

4.5.3 Dosagens bioquímicas

As concentrações de fósforo nas soluções foram determinadas pelo método colorimétrico de Fiske & Subbarow (1925), que envolve a transformação do fósforo em fosfomolibdato, o qual, em seguida, é reduzido pelo ácido alfa-amino-naftol sulfônico a um produto de cor azul. A intensidade da cor é medida em um espectrofotômetro a 660 nm, previamente calibrado com padrões de 1,5 a 24 µg de fósforo por mililitro.

Por meio de espectrofotometria de absorção atômica, foram determinadas as concentrações de cálcio nas soluções. Nesse processo, os constituintes da amostra são decompostos e convertidos a partículas atômicas, utilizando-se lantânio para suprimir a interferência do fosfato. Essas dosagens

foram executadas em um espectrofotômetro de absorção atômica a 422,7 nm, previamente calibrado com padrões de 0,2 a 2 ppm de cálcio.

4.6 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

4.6.1 Análise do desempenho das cinco modalidades de aquisição de imagens radiográficas

Os dados obtidos com as interpretações pelo método comparativo foram submetidos a análises estatísticas, visando à determinação dos valores relativos à reprodutibilidade, à acurácia, à sensibilidade e à especificidade, para as cinco modalidades de aquisição de imagens radiográficas em estudo.

Wenzel (1998) explicou que a reprodutibilidade implica na precisão do método. Portanto, uma modalidade de aquisição de imagens é precisa, se os diagnósticos fornecidos com suas radiografias forem consistentes. A avaliação da precisão investiga as variações inter e intra-examinador. Nesta pesquisa experimental, executou-se a estatística Kappa de Cohen, com ponderação linear, para as mensurações de concordância inter e intra-examinador, por meio do *software* calculadora de concordância da SEMN (Sociedade Espanhola de Medicina Nuclear).

A estatística Kappa estima a concordância entre as interpretações realizadas por um examinador, em duas ocasiões, ou por um grupo de examinadores, que utilizaram o mesmo conjunto de categorias para classificação. O índice Kappa ponderado considera o nível de relevância para a discordância entre os examinadores, com mais de duas categorias, ou seja, é aplicado para escalas mais abrangentes, em vez de lesão presente ou ausente, por exemplo. Utiliza-se esse tipo de índice, quando os resultados podem ser expressos em mais de duas categorias e certos tipos de desacordo podem ser mais importantes do

que outros[1]. Ao calcular-se o valor do Kappa, são atribuídos pesos distintos a diferentes níveis de desacordo e assume-se que estes representam uma concordância parcial[2].

Tendo em vista que uma modalidade de aquisição de imagens pode ser precisa, mas não propiciar exatidão, validade ou acurácia, o tratamento estatístico deverá ser o mais detalhado possível, a fim de estudar todas as caraterísticas do método. Desse modo, foram efetuados os cálculos de sensibilidade, especificidade e acurácia, pelo *software* JROCFIT® 1.0.1, e as análises ROC, pelo *software* STATA® 7.0. Adicionalmente, como operação padrão do *software*, foram comparadas as áreas sob as curvas ROC, por meio do teste Qui-Quadrado, a um nível de significância de 5%.

A sensibilidade é a capacidade que uma modalidade apresenta para detectar os casos verdadeiramente positivos. Por outro lado, a especificidade é a habilidade para acusar corretamente as faces hígidas. É importante alertar que essas duas mensurações não são suficientes para uma avaliação completa do desempenho das modalidades de aquisição de imagens. Verdonschot *et al*. (1993b) sugeriram que a análise ROC, aplicada em escalas para o exame de lesões de cárie, fornece medidas válidas da performance para diagnóstico, que poderiam ser interpretadas de uma maneira mais clara e inequívoca, ao contrário dos parâmetros de sensibilidade e especificidade. A análise ROC, desenvolvida para avaliar a qualidade da detecção do sinal pelos observadores que respondem a estímulos variados, é um método estatístico que investiga a sensibilidade e a especificidade, simultaneamente (Verdonschot *et al*., 1993a; Wenzel & Verdonschot, 1994).

---

[1] **Estatística Kappa ponderada**. Disponível em: URL: http://intro.med.up.pt/t9_g2/web_t9_g2/new_page_14.htm [2004 Mar 6].

[2] Hospital Ramón y Cajal. **Índice Kappa con pesos**. Disponível em: URL: http://www.hrc.es/bioest/errores_5.html [2004 Mar 6].

Em uma escala contínua para o diagnóstico radiográfico de lesões de cárie é possível alterar o limite de decisão várias vezes, obtendo-se muitos pares diferentes de frações verdadeiro-positivas e falso-positivas. Esses pares podem ser representados como valores de pontos das coordenadas cartesianas x e y, em um gráfico. Os dois eixos desse gráfico vão de 0 a 1, porque esses são os limites de valores para as frações verdadeiro-positivas e falso-positivas. Os pontos encontrados representam as combinações de frações verdadeiro-positivas e falso-positivas e estão em uma curva, denominada curva característica de operação do receptor ou ROC. Essa curva descreve as características da combinação examinador-modalidade de aquisição de imagens (Metz, 1978).

No gráfico ROC, o eixo das ordenadas representa a sensibilidade e o eixo das abscissas, o inverso da especificidade, isto é, 1-especificidade. O cálculo do balanço entre os índices de verdadeiro-positivos e falso-positivos é obtido pela determinação da área sob a curva ROC, que representa uma expressão do poder discriminativo global que um teste de diagnóstico possui e constitui uma boa medida sumária de exatidão (Hanley & McNeil, 1982; Wenzel & Verdonschot, 1994). O valor mínimo da área sob a curva ROC é de 0,50, sendo a representação gráfica de uma reta em 45^{o}. Isso acontece se as capacidades de previsão da modalidade não forem superiores ao puro acaso, ou seja, quando o método não possui qualquer capacidade discriminativa. Então, o índice de verdadeiro-positivos é igual ao índice de falso-positivos. O valor máximo é igual a 1 nas situações em que se obtêm 100% de verdadeiro-positivos e 0% de falso-positivos (Carneiro, 2001). A melhor performance é indicada por uma curva que é mais elevada e voltada para a esquerda, no espaço ROC (Metz, 1978; Hanley & McNeil, 1982).

4.6.2 Avaliação comparativa das imagens por subtração radiográfica digital

A análise ROC também foi aplicada no estudo da performance para diagnóstico, com a utilização de imagens por subtração radiográfica digital linear e logarítmica. Posteriormente, foram comparadas as imagens por subtração às

radiografias obtidas com as cinco modalidades de aquisição de imagens sob investigação, por meio do teste Qui-Quadrado, a um nível de significância de 5%.

4.6.3 Análise de variância para os fatores grupo e profundidade de mensuração da microdureza

A finalidade dessa análise foi verificar o efeito da solução desmineralizante nos diferentes grupos, com base nas médias de microdureza do esmalte seccionado longitudinalmente, calculadas para as profundidades de mensuração preestabelecidas. Para tanto, foram avaliados os fatores grupo – 60 dias, 75 dias, 90 dias e 120 dias – e profundidade – 230, 250, 270, 290, 310, 330, 350, 370, 390 e 410 µm, pelo teste *two-way ANOVA*, sendo α igual a 0,05. Como essa análise de variância demonstrou diferença estatisticamente significante entre os níveis dos fatores estudados, aplicou-se o teste de Tukey para cada combinação possível. Esses tratamentos estatísticos foram realizados pelo *software* MINITAB® 13.

4.6.4 Comparações entre as dosagens de fósforo e cálcio

Por meio da análise *one-way ANOVA*, a um nível de significância de 5%, no *software* SAS®, foram comparados os valores equivalentes às médias das concentrações de fósforo e cálcio, entre os grupos 60 dias, 75 dias, 90 dias e 120 dias, antes da troca das soluções. Outra avaliação comparativa foi executada para os grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias, com os dados obtidos após a substituição das soluções desmineralizantes. Também foram realizadas as comparações entre as duas dosagens de fósforo e cálcio.

5. RESULTADOS

5.1 AVALIAÇÃO COMPARATIVA DAS IMAGENS POR SUBTRAÇÃO RADIOGRÁFICA DIGITAL

As imagens por subtração linear e logarítmica de cada modalidade de aquisição – CygnusRay MPS®, DenOptix®, DIGORA® e radiografia digitalizada – foram comparadas. Em seqüência, as Figuras 7, 8, 9 e 10 apresentam as curvas ROC para os conjuntos de imagens produzidas a partir das radiografias obtidas com essas quatro modalidades. Nos gráficos ROC, as curvas são distinguidas somente pelas áreas, descritas nas Tabelas 2, 3, 4 e 5 que ilustram as análises estatísticas comparativas.

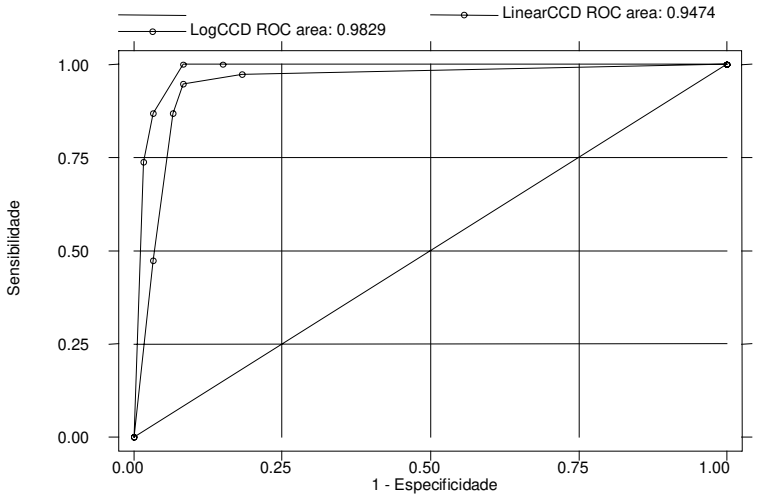


Figura 7 - Curvas ROC para as imagens por subtração, linear e logarítmica, obtidas com o sistema CygnusRay MPS®.

Tabela 2 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC, das imagens por subtração obtidas com o sistema CygnusRay MPS®.

Subtração	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
Linear	98	**0,9474**	0,0241	0,90018 – 0,99456
Logarítmica	98	**0,9829**	0,0114	0,96053 – 1,00000

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (CygnusRay MPS® Linear) = área (CygnusRay MPS® Logarítmica)

Chi2 (1) = 3,19 ***p = 0,0740***

Para um α igual a 5%, não se rejeita a hipótese dessas áreas serem iguais.

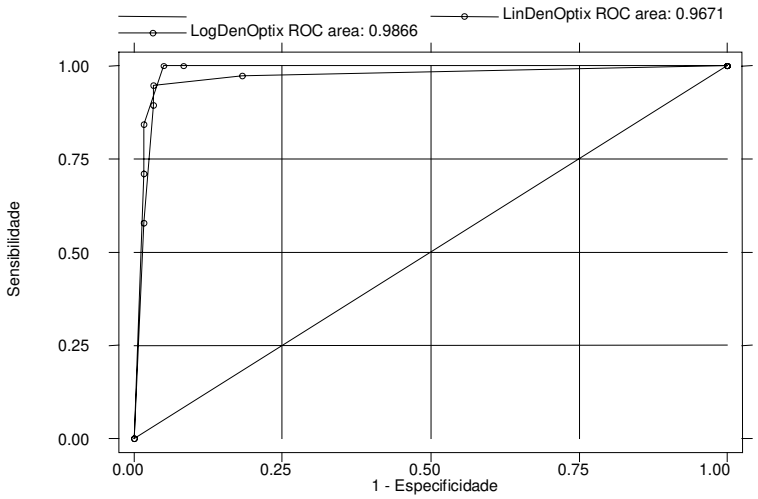


Figura 8 - Curvas ROC para as imagens por subtração, linear e logarítmica, obtidas com o sistema DenOptix®.

Tabela 3 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC, das imagens por subtração obtidas com o sistema DenOptix®.

Subtração	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
Linear	98	**0,9671**	0,0197	0,92858 – 1,00000
Logarítmica	98	**0,9866**	0,0110	0,96514 – 1,00000

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (DenOptix® Linear) = área (DenOptix® Logarítmica)

Chi2 (1) = 1,56 ***p = 0,2110***

Para um α igual a 5%, não se rejeita a hipótese dessas áreas serem iguais.

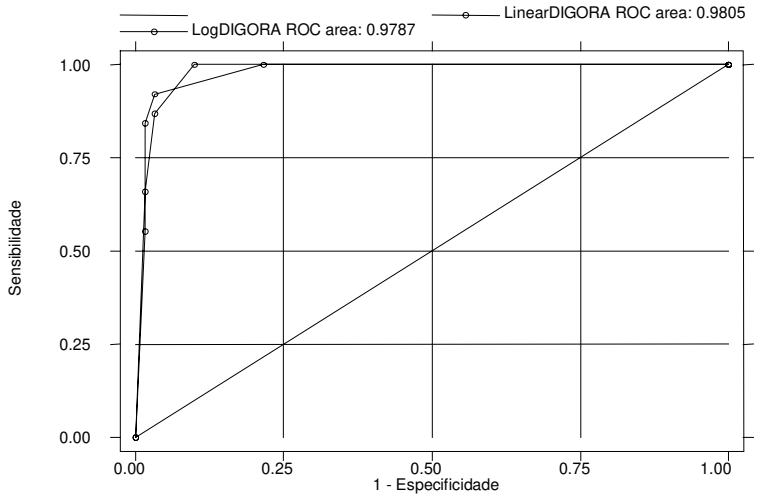


Figura 9 - Curvas ROC para as imagens por subtração, linear e logarítmica, obtidas com o sistema DIGORA®.

Tabela 4 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC, das imagens por subtração obtidas com o sistema DIGORA®.

Subtração	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
Linear	98	**0,9805**	0,0123	0,95634 – 1,00000
Logarítmica	98	**0,9787**	0,0132	0,95282 – 1,00000

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (DIGORA® Linear) = área (DIGORA® Logarítmica)

Chi2 (1) = 0,08 ***p = 0,7824***

Para um α igual a 5%, não se rejeita a hipótese dessas áreas serem iguais.

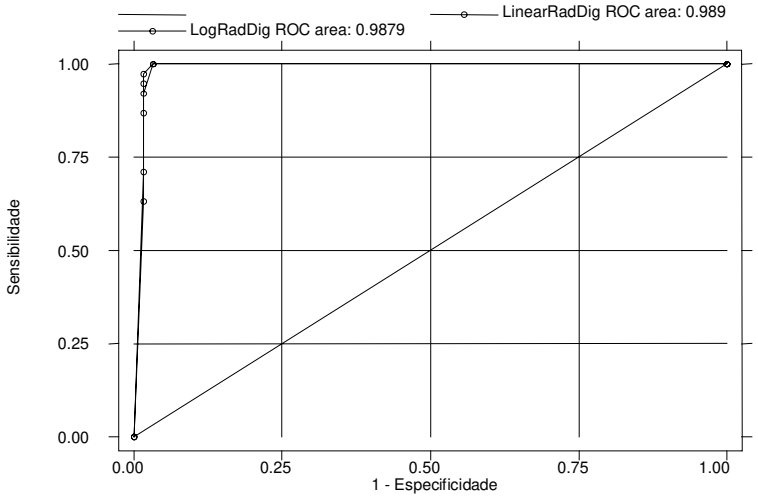


Figura 10 - Curvas ROC para as imagens por subtração, linear e logarítmica, obtidas com a Radiografia digitalizada.

Tabela 5 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC, das imagens por subtração obtidas com a Radiografia digitalizada.

Subtração	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
Linear	98	**0,9890**	0,0108	0,96793 – 1,00000
Logarítmica	98	**0,9879**	0,0114	0,96551 – 1,00000

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (Radiografia digitalizada Linear) = área (Radiografia digitalizada Logarítmica)

Chi2 (1) = 0,98 ***p = 0,3213***

Para um α igual a 5%, não se rejeita a hipótese dessas áreas serem iguais.

A Tabela 6 sintetiza três medidas de desempenho no diagnóstico de lesões de cárie incipientes para as imagens por subtração linear e logarítmica.

Tabela 6 – Medidas de desempenho das imagens por subtração.

Modalidade	*Acurácia (%)*	*Sensibilidade (%)*	*Especificidade (%)*
CygnusRay MPS® Linear	**92,9**	**94,7**	**91,7**
CygnusRay MPS® Logarítmica	**94,9**	**100**	**91,7**
DenOptix® Linear	**95,9**	**94,7**	**96,7**
DenOptix® Logarítmica	**96,9**	**100**	**95,0**
DIGORA® Linear	**92,9**	**86,8**	**96,7**
DIGORA® Logarítmica	**94,9**	**92,1**	**96,7**
Radiografia digitalizada Linear	**98,0**	**97,4**	**98,3**
Radiografia digitalizada Logarítmica	**95,9**	**92,1**	**98,3**

Não houve diferenças estatisticamente significantes entre as imagens por subtração linear e logarítmica, para uma mesma modalidade de aquisição de imagens radiográficas. Com o propósito de identificar possíveis diferenças entre

as quatro modalidades, para a subtração radiográfica digital, foi executada uma análise comparativa a partir dos dados relativos às imagens por subtração logarítmica. O critério de escolha foi baseado na constatação de que as medidas de acurácia do conjunto de imagens por subtração logarítmica foram, na maioria dos casos, superiores àquelas do conjunto de imagens por subtração linear. A Tabela 7 ilustra essa análise comparativa entre as quatro modalidades.

Tabela 7 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC, das imagens por subtração logarítmica.

Modalidade	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
CygnusRay MPS®	98	**0,9829**	0,0114	0,96053 – 1,00000
DenOptix®	98	**0,9866**	0,0132	0,95282 – 1,00000
DIGORA®	98	**0,9787**	0,0110	0,96514 – 1,00000
Radiografia digitalizada	98	**0,9879**	0,0114	0,96551 – 1,00000

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (CygnusRay MPS®) = área (DenOptix®) = área (DIGORA®) = área (Radiografia digitalizada)

Chi2 (3) = 3,17 ***p = 0,3657***

Para um α igual a 5%, não se rejeita a hipótese dessas áreas serem iguais.

5.2 ANÁLISE DO DESEMPENHO DAS CINCO MODALIDADES DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS

5.2.1 Aplicação da estatística Kappa de Cohen

O indicador Kappa informa a proporção de concordâncias, além da esperada pelo acaso, e varia de -1 a +1. Menos 1 significa completo desacordo e

mais 1, exato acordo nas interpretações. Zero indica o mesmo que leituras feitas ao acaso. Em síntese, as escalas do índice Kappa estimam que os valores abaixo de 0,41 indicam concordância fraca. Entre 0,41 e 0,60, a concordância é regular, e, entre 0,61 e 0,80, é boa. Acima de 0,81, a concordância é ótima. Convém salientar que uma baixa prevalência das características estudadas e a dificuldade no diagnóstico associam-se a baixos níveis de reprodutibilidade, ou seja, índices Kappa iguais ou inferiores a 0,40.

O objetivo das comparações inter-examinadores, apresentadas nas Tabelas 8 e 9, é avaliar o grau de concordância entre os examinadores das radiografias convencionais, digitais e digitalizadas, nas duas fases de interpretação, para cada modalidade de aquisição de imagens radiográficas.

Tabela 8 – Medidas de concordância inter-examinador, pelo índice Kappa ponderado, na primeira fase da interpretação radiográfica.

Modalidade	*Examinadores*		
	1 e 2	*1 e 3*	*2 e 3*
CygnusRay MPS®	**0,443**	**0,364**	**0,658**
DenOptix®	**0,611**	**0,558**	**0,573**
DIGORA®	**0,555**	**0,524**	**0,568**
Radiografia convencional	**0,488**	**0,363**	**0,623**
Radiografia digitalizada	**0,421**	**0,311**	**0,506**

Conforme a Tabela 8, o menor grau de concordância é identificado entre os examinadores 1 e 3, para as radiografias digitalizada e convencional, e para o CygnusRay MPS®. Por outro lado, o maior grau de concordância, apontado pelos índices Kappa ponderados, foi obtido comparando-se os examinadores 1 e 2 para o sistema DenOptix® e, 2 e 3, na interpretação das imagens do sistema CygnusRay MPS® e da radiografia convencional.

Tabela 9 – Medidas de concordância inter-examinador, pelo índice Kappa ponderado, na segunda fase da interpretação radiográfica.

Modalidade	*Examinadores*		
	1 e 2	*1 e 3*	*2 e 3*
CygnusRay MPS®	**0,597**	**0,615**	**0,592**
DenOptix®	**0,512**	**0,453**	**0,601**
DIGORA®	**0,548**	**0,607**	**0,699**
Radiografia convencional	**0,495**	**0,416**	**0,667**
Radiografia digitalizada	**0,473**	**0,333**	**0,541**

Na Tabela 9, é possível identificar o menor grau de concordância entre os examinadores 1 e 3 para a radiografia digitalizada. Por outro lado, boa concordância é obtida ao serem comparados os examinadores 1 e 3, na interpretação das imagens adquiridas com os sistemas CygnusRay MPS® e DIGORA®, e, 2 e 3, para o sistema DIGORA® e radiografia convencional.

Com base nas comparações dos índices Kappa da Tabela 10, avalia-se o grau de concordância de um mesmo examinador que fez a interpretação da mesma amostra de imagens, em duas ocasiões distintas.

Tabela 10 – Índices de concordância (Kappa) intra-examinador.

Modalidade	*Examinador*		
	1	*2*	*3*
CygnusRay MPS®	**0,418**	**0,662**	**0,631**
DenOptix®	**0,773**	**0,544**	**0,696**
DIGORA®	**0,640**	**0,693**	**0,444**
Radiografia convencional	**0,636**	**0,706**	**0,804**
Radiografia digitalizada	**0,522**	**0,687**	**0,478**

Índices de concordância regular foram obtidos na análise do examinador 1, para o sistema CygnusRay MPS® e radiografia digitalizada; na avaliação do examinador 2, para o sistema DenOptix®; e, para o examinador 3, nas interpretações das imagens adquiridas com o sistema DIGORA® e da radiografia digitalizada. Boa concordância foi observada ao serem comparadas as

duas interpretações da radiografia convencional, executadas pelos examinadores 1, 2 e 3; em relação aos examinadores 1 e 3, para o DenOptix®; aos examinadores 1 e 2, para o DIGORA®; ao examinador 2, para a radiografia digitalizada; e aos examinadores 2 e 3, para o sistema CygnusRay MPS®.

5.2.2 Análise ROC

Inicialmente, foram construídas curvas ROC para cada examinador, modalidade de aquisição de imagens radiográficas e ocasião da interpretação. Entretanto, constatou-se a ocorrência de algumas curvas degeneradas, que revelavam um número excessivo de determinados valores da escala de classificação, por exemplo 1, cárie definitivamente ausente. A fim de aproveitar o maior número possível de informações válidas, em cada situação, para comparar as áreas sob as curvas ROC, que se relacionam à acurácia das modalidades, foi necessário ignorar os dados que produziam curvas degeneradas. Como critério de caracterização de uma curva degenerada, foram adotados valores de sensibilidade e/ou especificidade iguais ou inferiores a 60%.

Outra observação notável foi a exclusão dos dados relativos a um dente do grupo 90 dias, das análises estatísticas realizadas nesta pesquisa. Durante as avaliações da microdureza do esmalte seccionado longitudinalmente, no referido dente, verificou-se que a desmineralização atingia uma profundidade máxima de cerca de 190 μm. As dosagens de fósforo e cálcio ratificaram a suspeita de uma reduzida taxa de troca iônica entre esmalte e solução desmineralizante, indicando que o dente perdeu muito pouco de seu conteúdo mineral.

A seguir, nas Tabelas 11, 12, 13, 14 e 15, serão apresentadas as áreas sob as curvas ROC de cada modalidade para as combinações de examinador-ocasião (Ex, Oy) que não foram retiradas pelo critério de exclusão, com seus respectivos intervalos de confiança, para um α de 5%. Desse modo, por exemplo,

a notação E1, O1, indica que o cálculo de área foi efetuado para o examinador 1, na primeira fase da interpretação radiográfica.

Tabela 11 – Áreas sob as curvas ROC, selecionadas para o sistema CygnusRay MPS®.

Combinação	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
E1, O1	98	**0,8371**	0,0423	0,75414 – 0,91998
E1, O2	98	**0,8772**	0,0391	0,80057 – 0,95382
E2, O1	98	**0,8452**	0,0420	0,76280 – 0,92755
E2, O2	98	**0,8287**	0,0433	0,74386 – 0,91360
E3, O1	98	**0,8090**	0,0431	0,72453 – 0,89346

** n corresponde ao número de interpretações.*

Aplicação do teste Qui-Quadrado, para verificar se as áreas são estatisticamente iguais:

Hipótese nula: área (E1, O1) = área (E1, O2) = área (E2, O1) = área (E2, O2) = área (E3, O1)

Chi2 (4) = 13,1 ***p = 0,34***

Para um α igual a 5%, não se rejeita a hipótese dessas áreas serem iguais.

Tabela 12 – Áreas sob as curvas ROC, selecionadas para o sistema DenOptix®.

Combinação	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
E1, O1	98	**0,9186**	0,0319	0,85612 – 0,98116
E1, O2	98	**0,8890**	0,0350	0,82046 – 0,95761
E2, O1	98	**0,9118**	0,0325	0,84823 – 0,97545
E3, O1	98	**0,8226**	0,0424	0,73939 – 0,90579

** n corresponde ao número de interpretações.*

Aplicação do teste Qui-Quadrado, para verificar se as áreas são estatisticamente iguais:

Hipótese nula: área (E1, O1) = área (E1, O2) = área (E2, O1) = área (E3, O1)

Chi2 (3) = 8,21 ***p = 0,0418***

Para um α igual a 5%, rejeita-se a hipótese dessas áreas serem iguais.

Tabela 13 – Áreas sob as curvas ROC, selecionadas para o sistema DIGORA®.

Combinação	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
E1, O1	98	**0,9353**	0,0267	0,88296 – 0,98765
E1, O2	98	**0,8781**	0,0380	0,80353 – 0,95261
E2, O1	98	**0,8884**	0,0348	0,82016 – 0,95660
E3, O1	98	**0,8581**	0,0392	0,78130 – 0,93493

** n corresponde ao número de interpretações.*

Aplicação do teste Qui-Quadrado, para verificar se as áreas são estatisticamente iguais:

Hipótese nula: área (E1, O1) = área (E1, O2) = área (E2, O1) = área (E3, O1)

Chi2 (3) = 11,21 ***p = 0,0106***

Para um α igual a 5%, rejeita-se a hipótese dessas áreas serem iguais.

Tabela 14 – Áreas sob as curvas ROC, selecionadas para a radiografia convencional.

Combinação	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
E1, O1	98	**0,9504**	0,0207	0,90985 – 0,99103
E1, O2	98	**0,9059**	0,0349	0,83748 – 0,97436
E2, O1	98	**0,8803**	0,0368	0,80820 – 0,95233

** n corresponde ao número de interpretações.*

Aplicação do teste Qui-Quadrado, para verificar se as áreas são estatisticamente iguais:

Hipótese nula: área (E1, O1) = área (E1, O2) = área (E2, O1)

Chi2 (2) = 5,44 ***p = 0,0660***

Para um α igual a 5%, não se rejeita a hipótese dessas áreas serem iguais.

Tabela 15 – Áreas sob as curvas ROC, selecionadas para a radiografia digitalizada.

Combinação	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
E1, O1	98	**0,8114**	0,0449	0,72349 – 0,89932
E1, O2	98	**0,8634**	0,0397	0,78561 – 0,94115
E2, O1	98	**0,8647**	0,0389	0,78849 – 0,94089

** n corresponde ao número de interpretações.*

Aplicação do teste Qui-Quadrado, para verificar se as áreas são estatisticamente iguais:

Hipótese nula: área (E1, O1) = área (E1, O2) = área (E2, O1)

Chi2 (2) = 2,00 ***p = 0,3683***

Para um α igual a 5%, não se rejeita a hipótese dessas áreas serem iguais.

Após a exclusão dos dados degenerados, a amostra para cada modalidade apresentou valores, relativos à quantidade de informação, diferentes. Essa desigualdade impossibilita a aplicação de testes estatísticos comparativos entre as áreas sob as curvas ROC, uma vez que cada modalidade deve dispor da mesma quantidade de informação a ser comparada. Tendo em vista que as radiografias convencional e digitalizada apresentaram o menor número de interpretações resultantes do critério de exclusão, igual a 294, selecionou-se essa quantidade de informação em cada modalidade. Os dados válidos foram aqueles das seguintes combinações: E1, O1; E1, O2; e E2, O1. Desse modo, foram utilizadas essas mesmas combinações, em seqüência, objetivando realizar comparações múltiplas entre as áreas abaixo das curvas ROC finais, para as cinco modalidades de aquisição de imagens radiográficas.

A hipótese nula era de que as áreas sob as curvas ROC finais das cinco modalidades fossem iguais. Entretanto, o teste Qui-Quadrado, sendo α igual a 5%, demonstrou que há diferenças estatisticamente significantes entre as

modalidades. Assim, procedeu-se à comparação das áreas sob as curvas ROC finais das modalidades, duas a duas. As Tabelas 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24 e 25 ilustram essas análises estatísticas comparativas.

Tabela 16 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC finais, dos sistemas CygnusRay MPS® e DenOptix®.

Modalidade	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
CygnusRay MPS®	294	**0,8494**	0,0244	0,80147 – 0,89727
DenOptix®	294	**0,9060**	0,0190	0,86876 – 0,94332

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (CygnusRay MPS®) = área (DenOptix®)

Chi2 (1) = 5,93 ***p = 0,0149***

Para um α igual a 5%, rejeita-se a hipótese dessas áreas serem iguais.

Tabela 17 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC finais, dos sistemas CygnusRay MPS® e DIGORA®.

Modalidade	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
CygnusRay MPS®	294	**0,8494**	0,0244	0,80147 – 0,89727
DIGORA®	294	**0,8885**	0,0207	0,84799 – 0,92896

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (CygnusRay MPS®) = área (DIGORA®)

Chi2 (1) = 2,89 ***p = 0,0889***

Para um α igual a 5%, não se rejeita a hipótese dessas áreas serem iguais.

Tabela 18 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC finais, do sistema CygnusRay MPS® e da Radiografia convencional.

Modalidade	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
CygnusRay MPS®	294	**0,8494**	0,0244	0,80147 – 0,89727
Radiografia convencional	294	**0,9006**	0,0203	0,86075 – 0,94052

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (CygnusRay MPS®) = área (Radiografia convencional)

Chi2 (1) = 4,99 ***p = 0,0255***

Para um α igual a 5%, rejeita-se a hipótese dessas áreas serem iguais.

Tabela 19 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC finais, do sistema CygnusRay MPS® e da Radiografia digitalizada.

Modalidade	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
CygnusRay MPS®	294	**0,8494**	0,0244	0,80147 – 0,89727
Radiografia digitalizada	294	**0,8405**	0,0243	0,79284 – 0,88810

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (CygnusRay MPS®) = área (Radiografia digitalizada)

Chi2 (1) = 0,14 ***p = 0,7068***

Para um α igual a 5%, não se rejeita a hipótese dessas áreas serem iguais.

Tabela 20 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC finais, dos sistemas DenOptix® e DIGORA®.

Modalidade	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
DenOptix®	294	**0,9060**	0,0190	0,86876 – 0,94332
DIGORA®	294	**0,8885**	0,0207	0,84799 – 0,92896

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (DenOptix®) = área (DIGORA®)

Chi2 (1) = 1,02 ***p = 0,3120***

Para um α igual a 5%, não se rejeita a hipótese dessas áreas serem iguais.

Tabela 21 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC finais, do sistema DenOptix® e da Radiografia convencional.

Modalidade	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
DenOptix®	294	**0,9060**	0,0190	0,86876 – 0,94332
Radiografia convencional	294	**0,9006**	0,0203	0,86075 – 0,94052

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (DenOptix®) = área (Radiografia convencional)

Chi2 (1) = 0,07 ***p = 0,7870***

Para um α igual a 5%, não se rejeita a hipótese dessas áreas serem iguais.

Tabela 22 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC finais, do sistema DenOptix® e da Radiografia digitalizada.

Modalidade	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
DenOptix®	294	**0,9060**	0,0190	0,86876 – 0,94332
Radiografia digitalizada	294	**0,8405**	0,0243	0,79284 – 0,88810

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (DenOptix®) = área (Radiografia digitalizada)

Chi2 (1) = 6,33 ***p = 0,0118***

Para um α igual a 5%, rejeita-se a hipótese dessas áreas serem iguais.

Tabela 23 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC finais, do sistema DIGORA® e da Radiografia convencional.

Modalidade	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
DIGORA®	294	**0,8885**	0,0207	0,84799 – 0,92896
Radiografia convencional	294	**0,9006**	0,0203	0,86075 – 0,94052

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (DIGORA®) = área (Radiografia convencional)

Chi2 (1) = 0,37 ***p = 0,5423***

Para um α igual a 5%, não se rejeita a hipótese dessas áreas serem iguais.

Tabela 24 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC finais, do sistema DIGORA® e da Radiografia digitalizada.

Modalidade	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
DIGORA®	294	**0,8885**	0,0207	0,84799 – 0,92896
Radiografia digitalizada	294	**0,8405**	0,0243	0,79284 – 0,88810

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (DIGORA®) = área (Radiografia digitalizada)

Chi2 (1) = 3,65 ***p = 0,0561***

Para um α igual a 5%, não se rejeita a hipótese dessas áreas serem iguais.

Tabela 25 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC finais, das radiografias convencional e digitalizada.

Modalidade	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
Radiografia convencional	294	**0,9006**	0,0203	0,86075 – 0,94052
Radiografia digitalizada	294	**0,8405**	0,0243	0,79284 – 0,88810

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (Radiografia convencional) = área (Radiografia digitalizada)

Chi2 (1) = 7,35 ***p = 0,0067***

Para um α igual a 5%, rejeita-se a hipótese dessas áreas serem iguais.

A partir da observação das tabelas comparativas desta pesquisa, identifica-se que o sistema DenOptix®, por sua maior área final, diferencia-se estatisticamente do sistema CygnusRay MPS® e da radiografia digitalizada, que apresentou a menor área final. No entanto, em termos de performance para diagnóstico, o sistema DenOptix® é similar ao sistema DIGORA® e à radiografia convencional. Ressalta-se que não houve diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas DIGORA® e CygnusRay MPS® e a radiografia digitalizada.

A Tabela 26 sintetiza três medidas de desempenho no diagnóstico de lesões de cárie incipientes, e a Figura 11 ilustra as curvas ROC finais para essas cinco modalidades de aquisição de imagens radiográficas.

Tabela 26 – Medidas de desempenho, para as cinco modalidades.

Modalidade	*Acurácia (%)*	*Sensibilidade (%)*	*Especificidade (%)*
CygnusRay MPS®	**80,2**	**73,2**	**84,7**
DenOptix®	**86,1**	**84,2**	**87,2**
DIGORA®	**84,4**	**77,6**	**88,8**
Radiografia convencional	**85,4**	**85,1**	**85,6**
Radiografia digitalizada	**78,9**	**66,7**	**86,7**

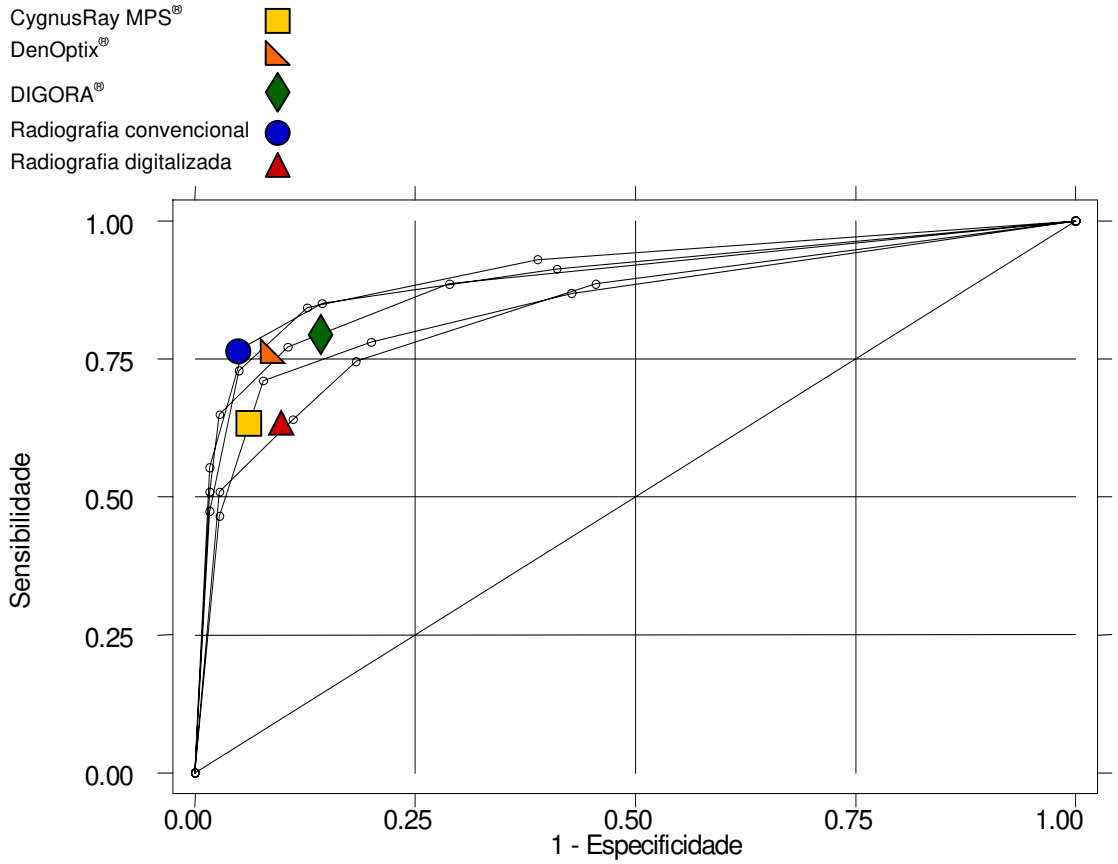


Figura 11 - Curvas ROC finais para as cinco modalidades.

Para tornar viável a comparação entre as imagens por subtração, linear e logarítmica, e as radiografias obtidas pelas cinco modalidades de aquisição de imagens, foi necessário extrair, aleatoriamente, os dados de 294 interpretações do conjunto total das avaliações dessas duas formas de apresentação da imagem radiográfica. Na Tabela 27, consta a referida análise comparativa.

Tabela 27 – Avaliação comparativa entre as áreas sob as curvas ROC finais, dos conjuntos de radiografias, obtidas com as cinco modalidades, e das imagens por subtração linear e logarítmica.

Modalidade	*n**	*Área*	*Desvio Padrão*	*Intervalo de confiança de 95%*
CygnusRay MPS®	294	**0,8494**	0,0244	0,80147 – 0,89727
DenOptix®	294	**0,9060**	0,0190	0,86876 – 0,94332
DIGORA®	294	**0,8885**	0,0207	0,84799 – 0,92896
Radiografia convencional	294	**0,9006**	0,0203	0,86075 – 0,94052
Radiografia digitalizada	294	**0,8405**	0,0243	0,79284 – 0,88810
Subtração linear	294	**0,9726**	0,0094	0,95419 – 0,99094
Subtração logarítmica	294	**0,9848**	0,0066	0,97182 – 0,99777

** n corresponde ao número de interpretações.*

Hipótese nula: área (CygnusRay MPS®) = área (DenOptix®) = área (DIGORA®) = área (Radiografia convencional) = área (Radiografia digitalizada) = área (Subtração linear) = área (Subtração logarítmica)

Chi2 (6) = 52,06 ***p = 0,0000***

Para um α igual a 5%, rejeita-se a hipótese dessas áreas serem iguais.

As análises estatísticas comparativas das sete áreas, duas a duas, indicaram que, para um α igual a 5%, as imagens por subtração linear e logarítmica apresentaram diferenças estatisticamente significantes em relação às radiografias obtidas com as cinco modalidades de aquisição. Todavia, não houve diferença estatisticamente significativa entre as imagens por subtração linear e logarítmica. A Figura 12 evidencia a representação gráfica das áreas sob as curvas ROC finais, apresentadas na Tabela 27.

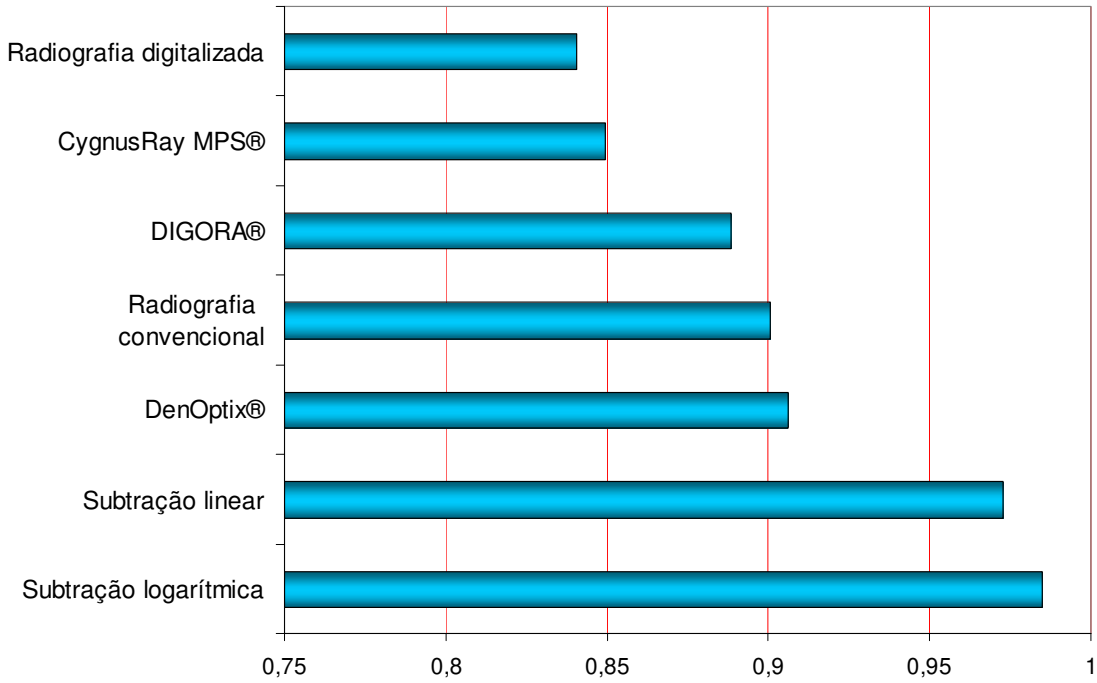


Figura 12 - Representação gráfica das áreas sob as curvas ROC finais para as sete modalidades de apresentação da imagem radiográfica em estudo.

5.3 ANÁLISE DE VARIÂNCIA PARA OS FATORES GRUPO E PROFUNDIDADE DE MENSURAÇÃO DA MICRODUREZA

Foram calculadas as médias da microdureza *Knoop* do esmalte seccionado longitudinalmente, nas áreas testes das coroas embutidas, para as 14 profundidades pré-determinadas. Em seguida, foram obtidas as médias globais, a partir dos valores médios de todas as coroas, dos cinco grupos, para cada profundidade avaliada. A Tabela 28 apresenta as médias globais.

Tabela 28 – Médias globais das leituras de microdureza *Knoop* do esmalte (*n = 10*).

Profundidade (μm)	Grupo				
	Controle	**60 dias**	**75 dias**	**90 dias***	**120 dias**
150	420,01				
170	426,02				
190	431,60	127,05			
210	420,01	158,17	130,41		
230	423,06	179,30	168,15	101,62	103,14
250	428,86	223,75	165,90	165,14	115,60
270	422,58	277,57	172,81	176,84	157,26
290	423,86	320,09	220,03	182,01	190,94
310	418,48	338,97	273,21	216,41	237,72
330	404,65	350,58	273,64	265,70	243,35
350	415,34	362,80	295,06	301,69	276,42
370	409,63	369,85	305,42	307,86	276,52
390	414,66	378,77	320,60	321,39	272,87
410	417,37	377,61	326,46	323,38	276,84

* ***n = 9***

Para essa análise considerou-se um experimento aleatorizado, sendo grupo e profundidade os fatores experimentais, com 4 e 10 níveis, respectivamente. Os grupos eram: 60 dias, 75 dias, 90 dias e 120 dias. Os efeitos de médias foram estudados para as profundidades no intervalo de 230 μm a 410 μm, uma vez que as informações relativas aos primeiros quatro níveis desse fator eram inexistentes ou incompletas. A impossibilidade de execução de algumas leituras atrelava-se à desmineralização severa do esmalte.

Por meio da análise de variância ilustrada na Tabela 29, *two-way ANOVA*, identificou-se diferença estatisticamente significativa entre os níveis de cada fator, apontada por valores de *p* inferiores a 0,05.

Tabela 29 – Análise de variância para os fatores grupo experimental e profundidade de leitura da microdureza.

Fonte	GL*	SQ ajust.*	QM ajust.*	F	P
Grupo	3	59159	19720	69,45	0,000
Profundidade	9	170671	18963	66,79	0,000
Erro	27	7666	284		
Total	39	237496			

*** GL: grau de liberdade; SQ ajust.: soma dos quadrados ajustada; QM ajust.: quadrado médio ajustado.**

Como houve diferença entre os níveis de grupo e profundidade, aplicou-se o teste de Tukey, com α igual a 0,05, para uma avaliação das diferenças de médias entre os níveis de cada fator. As Tabelas 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40 e 41 demonstram essas análises.

Tabela 30 – **Diferenças de médias para o grupo 60 dias.**

Nível	Diferença de médias	Erro padrão da diferença	T-valor	P-valor ajustado
75 dias	**-65,8**	**7,536**	**-8,73**	**0,0000**
90 dias	**-81,7**	**7,536**	**-10,85**	**0,0000**
120 dias	**-102,9**	**7,536**	**-13,65**	**0,0000**

Tabela 31 – **Diferenças de médias para o grupo 75 dias.**

Nível	Diferença de médias	Erro padrão da diferença	T-valor	P-valor ajustado
90 dias	**-15,92**	**7,536**	**-2,113**	**0,1745**
120 dias	**-37,06**	**7,536**	**-4,918**	**0,0002**

Tabela 32 – **Diferença de médias para o grupo 90 dias.**

Nível	Diferença de médias	Erro padrão da diferença	T-valor	P-valor ajustado
120 dias	**-21,14**	**7,536**	**-2,805**	**0,0430**

Constatou-se diferença estatisticamente significante entre o grupo 60 dias e os demais grupos. Não houve diferença significativa entre os grupos 75 dias e 90 dias, embora houvesse diferença entre os grupos 75 dias e 120 dias, 90 dias e 120 dias. O grupo 60 dias apresentou, em média, os maiores valores de microdureza.

Tabela 33 – **Diferenças de médias para a profundidade de 230 μm.**

Nível	Diferença de médias	Erro padrão da diferença	T-valor	P-valor ajustado
250 μm	**29,55**	**11,91**	**2,480**	**0,3223**
270 μm	**58,07**	**11,91**	**4,874**	**0,0015**
290 μm	**90,22**	**11,91**	**7,572**	**0,0000**
310 μm	**128,53**	**11,91**	**10,787**	**0,0000**
330 μm	**145,27**	**11,91**	**12,192**	**0,0000**
350 μm	**170,94**	**11,91**	**14,347**	**0,0000**
370 μm	**176,86**	**11,91**	**14,844**	**0,0000**
390 μm	**185,36**	**11,91**	**15,557**	**0,0000**
410 μm	**188,02**	**11,91**	**15,781**	**0,0000**

Tabela 34 – **Diferenças de médias para a profundidade de 250 μm.**

Nível	Diferença de médias	Erro padrão da diferença	T-valor	P-valor ajustado
270 μm	**28,52**	**11,91**	**2,394**	**0,3674**
290 μm	**60,67**	**11,91**	**5,092**	**0,0009**
310 μm	**98,98**	**11,91**	**8,307**	**0,0000**
330 μm	**115,72**	**11,91**	**9,712**	**0,0000**
350 μm	**141,39**	**11,91**	**11,867**	**0,0000**
370 μm	**147,32**	**11,91**	**12,364**	**0,0000**
390 μm	**155,81**	**11,91**	**13,077**	**0,0000**
410 μm	**158,48**	**11,91**	**13,301**	**0,0000**

Tabela 35 – **Diferenças de médias para a profundidade de 270 μm.**

Nível	Diferença de médias	Erro padrão da diferença	T-valor	P-valor ajustado
290 μm	**32,15**	**11,91**	**2,698**	**0,2239**
310 μm	**70,46**	**11,91**	**5,914**	**0,0001**
330 μm	**87,20**	**11,91**	**7,318**	**0,0000**
350 μm	**112,87**	**11,91**	**9,473**	**0,0000**
370 μm	**118,79**	**11,91**	**9,970**	**0,0000**
390 μm	**127,29**	**11,91**	**10,683**	**0,0000**
410 μm	**129,95**	**11,91**	**10,907**	**0,0000**

Tabela 36 – **Diferenças de médias para a profundidade de 290 μm.**

Nível	Diferença de médias	Erro padrão da diferença	T-valor	P-valor ajustado
310 μm	**38,31**	**11,91**	**3,215**	**0,0815**
330 μm	**55,05**	**11,91**	**4,620**	**0,0029**
350 μm	**80,73**	**11,91**	**6,775**	**0,0000**
370 μm	**86,65**	**11,91**	**7,272**	**0,0000**
390 μm	**95,14**	**11,91**	**7,985**	**0,0000**
410 μm	**97,81**	**11,91**	**8,209**	**0,0000**

Tabela 37 – **Diferenças de médias para a profundidade de 310 μm.**

Nível	Diferença de médias	Erro padrão da diferença	T-valor	P-valor ajustado
330 μm	**16,74**	**11,91**	**1,405**	**0,9152**
350 μm	**42,41**	**11,91**	**3,560**	**0,0381**
370 μm	**48,34**	**11,91**	**4,057**	**0,0117**
390 μm	**56,83**	**11,91**	**4,770**	**0,0020**
410 μm	**59,49**	**11,91**	**4,993**	**0,0011**

Tabela 38 – **Diferenças de médias para a profundidade de 330 μm.**

Nível	Diferença de médias	Erro padrão da diferença	T-valor	P-valor ajustado
350 μm	**25,67**	**11,91**	**2,155**	**0,5082**
370 μm	**31,60**	**11,91**	**2,652**	**0,2428**
390 μm	**40,09**	**11,91**	**3,365**	**0,0591**
410 μm	**42,75**	**11,91**	**3,588**	**0,0357**

Tabela 39 – **Diferenças de médias para a profundidade de 350 μm.**

Nível	Diferença de médias	Erro padrão da diferença	T-valor	P-valor ajustado
370 μm	**5,920**	**11,91**	**0,4969**	**1,0000**
390 μm	**14,415**	**11,91**	**1,2099**	**0,9643**
410 μm	**17,080**	**11,91**	**1,4335**	**0,9056**

Tabela 40 – **Diferenças de médias para a profundidade de 370 μm.**

Nível	Diferença de médias	Erro padrão da diferença	T-valor	P-valor ajustado
390 μm	**8,495**	**11,91**	**0,7130**	**0,9992**
410 μm	**11,160**	**11,91**	**0,9367**	**0,9935**

Tabela 41 – **Diferença de médias para a profundidade de 390 μm.**

Nível	Diferença de médias	Erro padrão da diferença	T-valor	P-valor ajustado
410 μm	**2,665**	**11,91**	**0,2237**	**1,0000**

Quanto ao fator profundidade, os níveis foram testados em seqüência, do menor ao maior. O nível 230 μm diferiu de todos os outros, exceto de 250 μm. Por outro lado, o nível 250 μm não apresentou diferença estatisticamente significante, apenas em relação ao nível 270 μm. Não houve diferença significativa, somente entre os níveis 270 μm e 290 μm. O nível 290 μm mostrou-se diferente de todos os outros, com exceção de 310 μm. Já o nível 310 μm só não diferiu significativamente de 330 μm. Em contraste, 330 μm diferenciou-se apenas do nível 410 μm. De acordo com o teste de Tukey, não foram identificadas diferenças estatisticamente significativas entre as demais combinações de profundidades. A profundidade 410 μm apresentou, em média, os maiores valores de microdureza *Knoop*, e 230 μm, os menores valores.

O gráfico de efeitos principais, da Figura 13, fornece uma visão geral das médias de microdureza *Knoop* do esmalte seccionado longitudinalmente em todos os níveis dos dois fatores. Observa-se a diminuição da microdureza com o decorrer do tempo de imersão na solução desmineralizante e elevação, da referida propriedade, em função do aumento na profundidade de leitura.

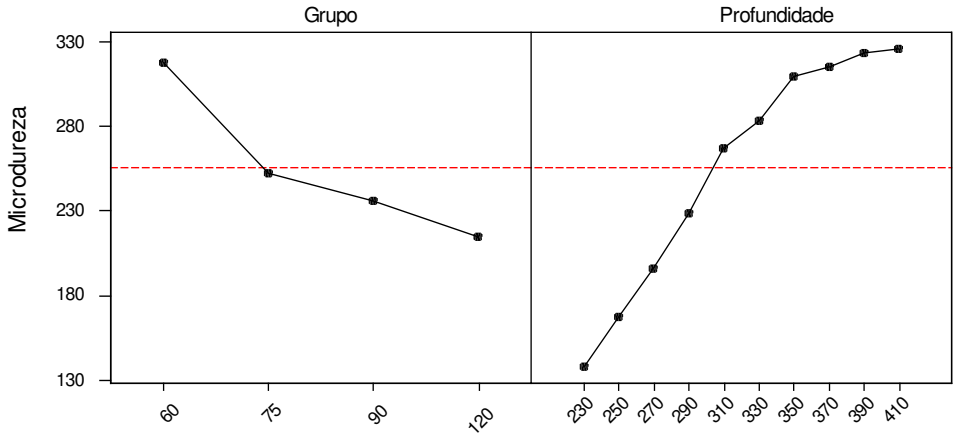


Figura 13 - Gráfico de efeitos principais dos fatores grupo experimental e profundidade de leitura da microdureza.

5.4 COMPARAÇÕES ENTRE AS DOSAGENS DE FÓSFORO E CÁLCIO

Foram obtidas as concentrações de fósforo e cálcio nas soluções desmineralizantes de cada frasco individual. Subseqüentemente, foram calculadas as concentrações médias para os grupos, antes e após a troca das soluções. Na Tabela 42, constam os valores médios das dosagens para cada grupo. Ressalta-se que, depois da permuta, restaram os grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias, com dentes imersos em solução por mais 15, 30 e 60 dias, respectivamente. As Tabelas 43, 44, 45 e 46 apresentam a comparação dessas médias por análise de variância, *one-way ANOVA*.

Tabela 42 – Médias das dosagens de fósforo e cálcio antes e após a troca das soluções.

Grupo	P *(0,77 mM)*[*]	Ca *(1,12 mM)*[*]
60 dias	1,74 mM	2,63 mM
75 dias, antes da troca	1,67 mM	2,46 mM
90 dias, antes da troca	1,53 mM	2,30 mM
120 dias, antes da troca	1,60 mM	2,17 mM
75 dias, após a troca	1,22 mM	1,71 mM
90 dias, após a troca	1,18 mM	1,91 mM
120 dias, após a troca	1,24 mM	1,62 mM

[*] Valores de referência.

Tabela 43 – *One-way ANOVA* para as dosagens de fósforo nos grupos 60 dias, 75 dias, 90 dias e 120 dias.

Fonte	GL[*]	SQ[*]	QM[*]	F	P
Grupo	3	0,225	0,075	0,71	0,550
Erro	35	3,679	0,105		
Total	38	3,905			

[*] **GL: grau de liberdade; SQ: soma dos quadrados; QM: quadrado médio.**

Pelo teste exato de Fisher, ou teste F, com 3 graus de liberdade no numerador e 35 graus de liberdade no denominador, não houve diferença estatisticamente significante nas concentrações de fósforo entre os quatro grupos experimentais analisados.

Tabela 44 – *One-way ANOVA* para as dosagens de fósforo nos grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias após a troca das soluções.

Fonte	GL*	SQ*	QM*	F	P
Grupo	2	0,0140	0,0070	0,30	0,744
Erro	26	0,6108	0,0235		
Total	28	0,6248			

*** GL: grau de liberdade; SQ: soma dos quadrados; QM: quadrado médio.**

Conforme o teste F, com 2 graus de liberdade no numerador e 26 graus de liberdade no denominador, não houve diferença significativa nas concentrações de fósforo entre os três grupos analisados.

Tabela 45 – *One-way ANOVA* para as dosagens de cálcio nos grupos 60 dias, 75 dias, 90 dias e 120 dias.

Fonte	GL*	SQ*	QM*	F	P
Grupo	3	1,197	0,399	1,06	0,377
Erro	35	13,118	0,375		
Total	38	14,315			

*** GL: grau de liberdade; SQ: soma dos quadrados; QM: quadrado médio.**

De acordo com o resultado do teste F, não foi possível identificar diferença significativa nas concentrações de cálcio entre os quatro grupos supracitados.

Tabela 46 – *One-way ANOVA* para as dosagens de cálcio nos grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias após a troca das soluções.

Fonte	GL*	SQ*	QM*	F	P
Grupo	2	0,4157	0,2079	3,01	0,067
Erro	26	1,7943	0,0690		
Total	28	2,2100			

*** GL: grau de liberdade; SQ: soma dos quadrados; QM: quadrado médio.**

Pelo teste F, não existe diferença estatisticamente significante nas concentrações de cálcio entre os três grupos estudados.

Conforme as análises estatísticas das dosagens médias de fósforo e cálcio, os grupos 60 dias, 75 dias, 90 dias e 120 dias não diferiram antes da troca das soluções. Pode-se afirmar que isso também foi observado para os grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias, após a substituição. Aplicou-se, então, a análise de variância, com a finalidade de verificar se os valores médios das dosagens para os três últimos grupos, antes e após a troca das soluções, apresentavam diferença estatisticamente significativa. As Tabelas 47 e 48 demonstram as análises comparativas. Nessas análises, considerou-se a soma dos dados dos grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias, uma vez que não foram identificadas diferenças entre os mesmos. Portanto, foram comparados dois grupos.

Tabela 47 – *One-way ANOVA* para as dosagens de fósforo nos grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias, antes e após a troca das soluções.

Fonte	GL*	SQ*	QM*	F	P
Grupo	1	2,2055	2,2055	30,81	0,000
Erro	56	4,0088	0,0716		
Total	57	6,2143			

*** GL: grau de liberdade; SQ: soma dos quadrados; QM: quadrado médio.**

Tabela 48 – *One-way ANOVA* para as dosagens de cálcio nos grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias, antes e após a troca das soluções.

Fonte	GL*	SQ*	QM*	F	P
Grupo	1	4,780	4,780	17,98	0,000
Erro	56	14,885	0,266		
Total	57	19,665			

*** GL: grau de liberdade; SQ: soma dos quadrados; QM: quadrado médio.**

As análises de variância supracitadas evidenciaram diferenças estatisticamente significantes entre os valores médios das dosagens de fósforo e cálcio para os grupos estudados. Verificou-se que as concentrações médias de fósforo e cálcio decresceram significativamente, após a substituição das soluções desmineralizantes. Os gráficos de barras das Figuras 14 e 15 ilustram as diferenças nas concentrações médias de fósforo e cálcio antes e após a troca das soluções, respectivamente.

As Figuras 16, 18, 20, 22 e 24 apresentam radiografias iniciais e finais de dentes dos cinco grupos pesquisados, obtidas com quatro modalidades de aquisição de imagens radiográficas. As imagens por subtração linear e logarítmica, dos mesmos dentes, são mostradas nas Figuras 17, 19, 21, 23 e 25. Fotomicrografias das áreas testes de dentes dos grupos controle, 60 dias, 75 dias, 90 dias e 120 dias, estão reunidas na Figura 26.

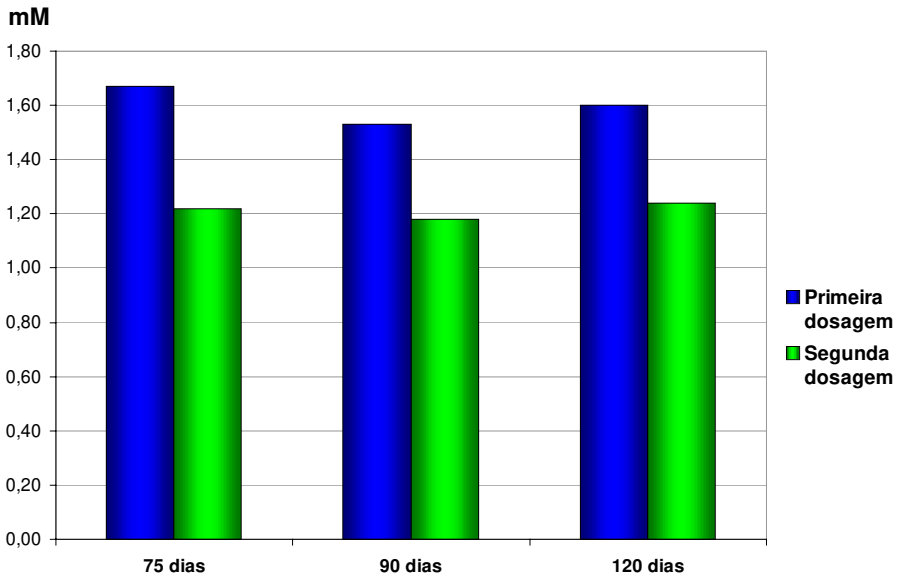


Figura 14 - Representação gráfica das concentrações médias de fósforo nos grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias, antes e após a troca das soluções desmineralizantes.

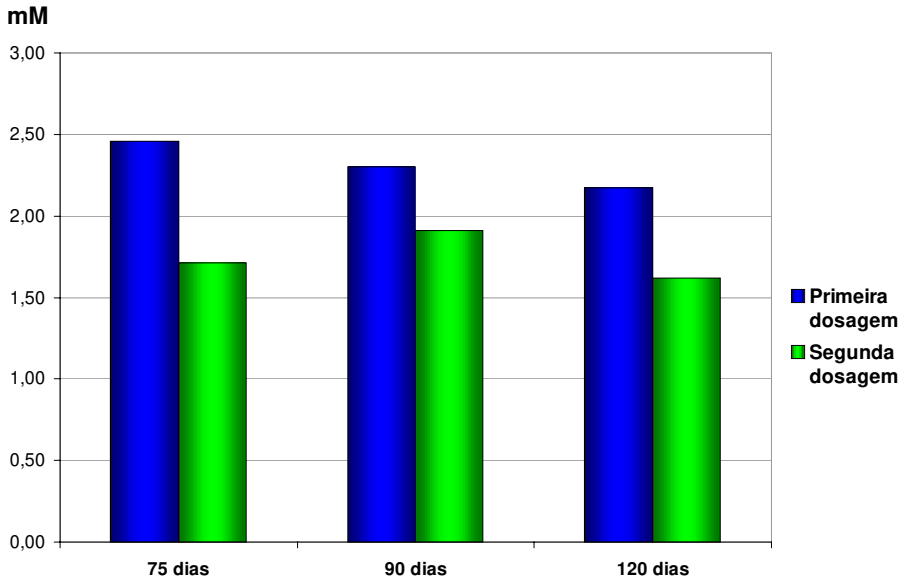


Figura 15 - Representação gráfica das concentrações médias de cálcio nos grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias, antes e após a troca das soluções desmineralizantes.

5. RESULTADOS

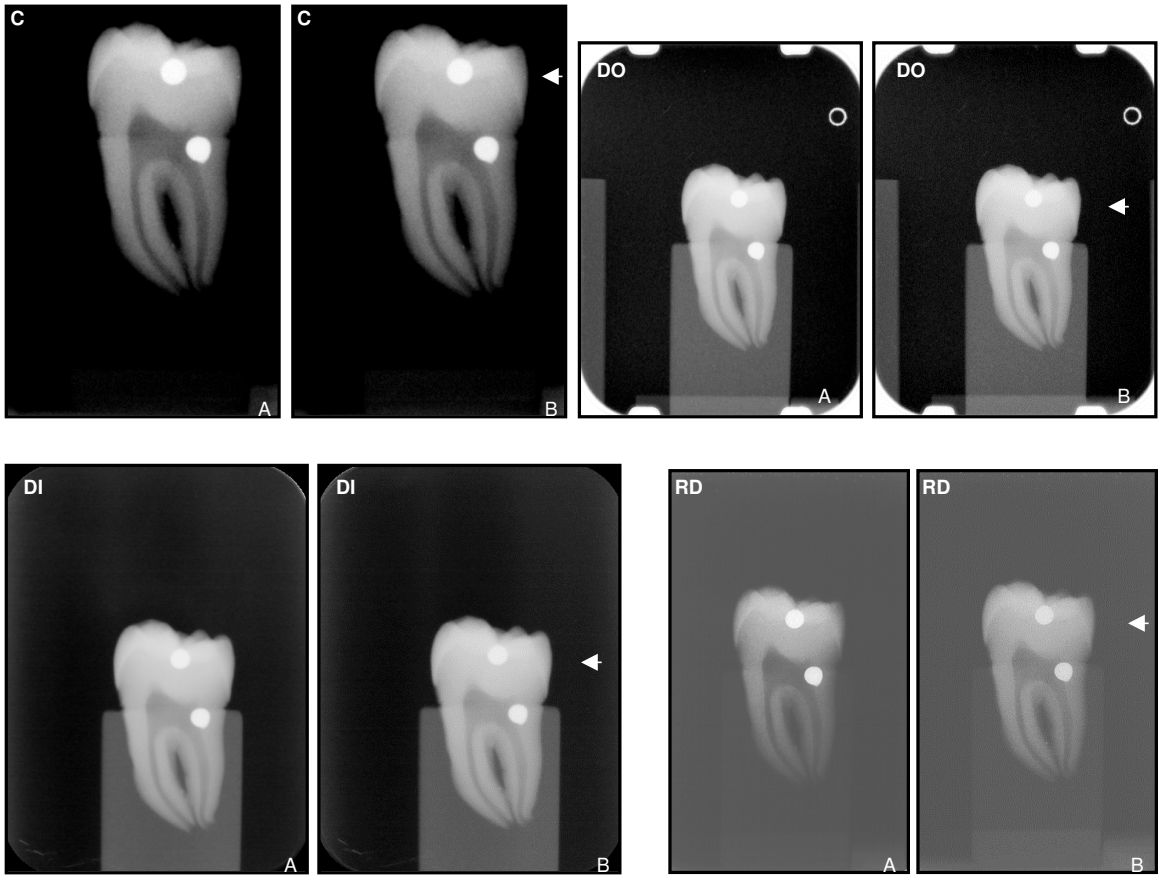


Figura 16 - Radiografias digitais obtidas com os sistemas CygnusRay MPS® (*C*), DenOptix® (*DO*) e DIGORA® (*DI*), e radiografias digitalizadas (*RD*) de um dente controle. *A* corresponde à imagem inicial e *B* à imagem final, em que a face proximal teste é evidenciada (*seta*).

5. RESULTADOS

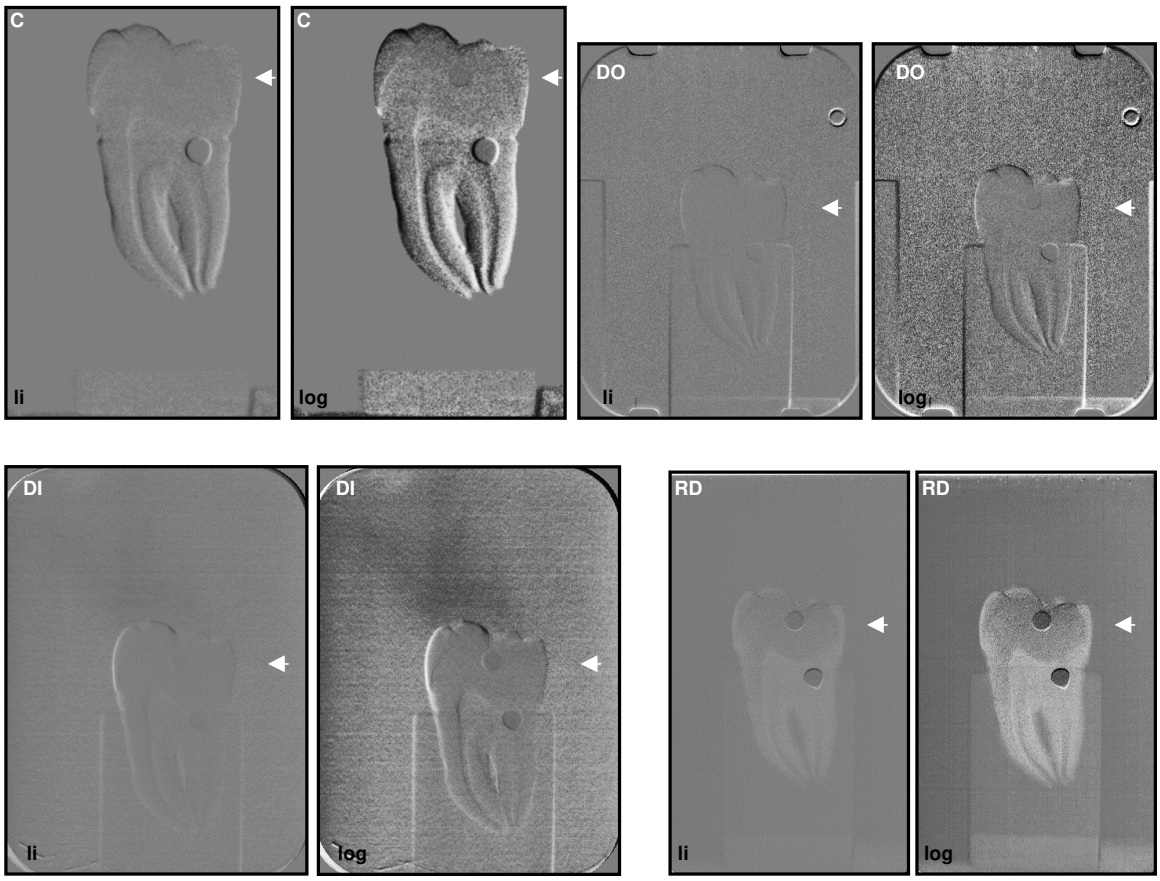


Figura 17 - Imagens por subtração linear (*li*) e logarítmica (*log*) do dente controle, obtidas com as radiografias dos sistemas digitais, CygnusRay MPS® (*C*), DenOptix® (*DO*) e DIGORA® (*DI*), e as radiografias digitalizadas (*RD*).

5. RESULTADOS

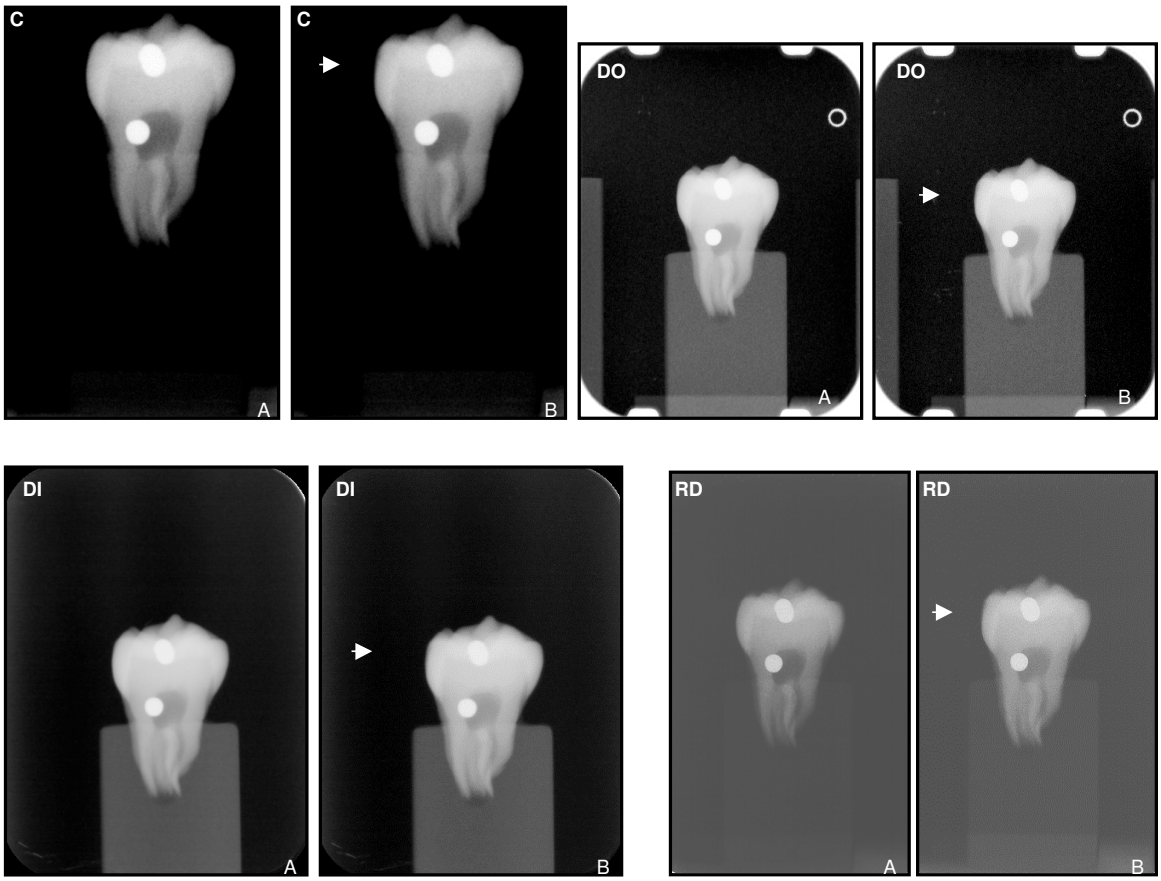


Figura 18 - Radiografias digitais obtidas com os sistemas CygnusRay MPS® (*C*), DenOptix® (*DO*) e DIGORA® (*DI*), e radiografias digitalizadas (*RD*) de um dente do grupo 60 dias. *A* corresponde à imagem inicial e *B* à imagem final, em que a face proximal teste é evidenciada (*seta*).

5. RESULTADOS

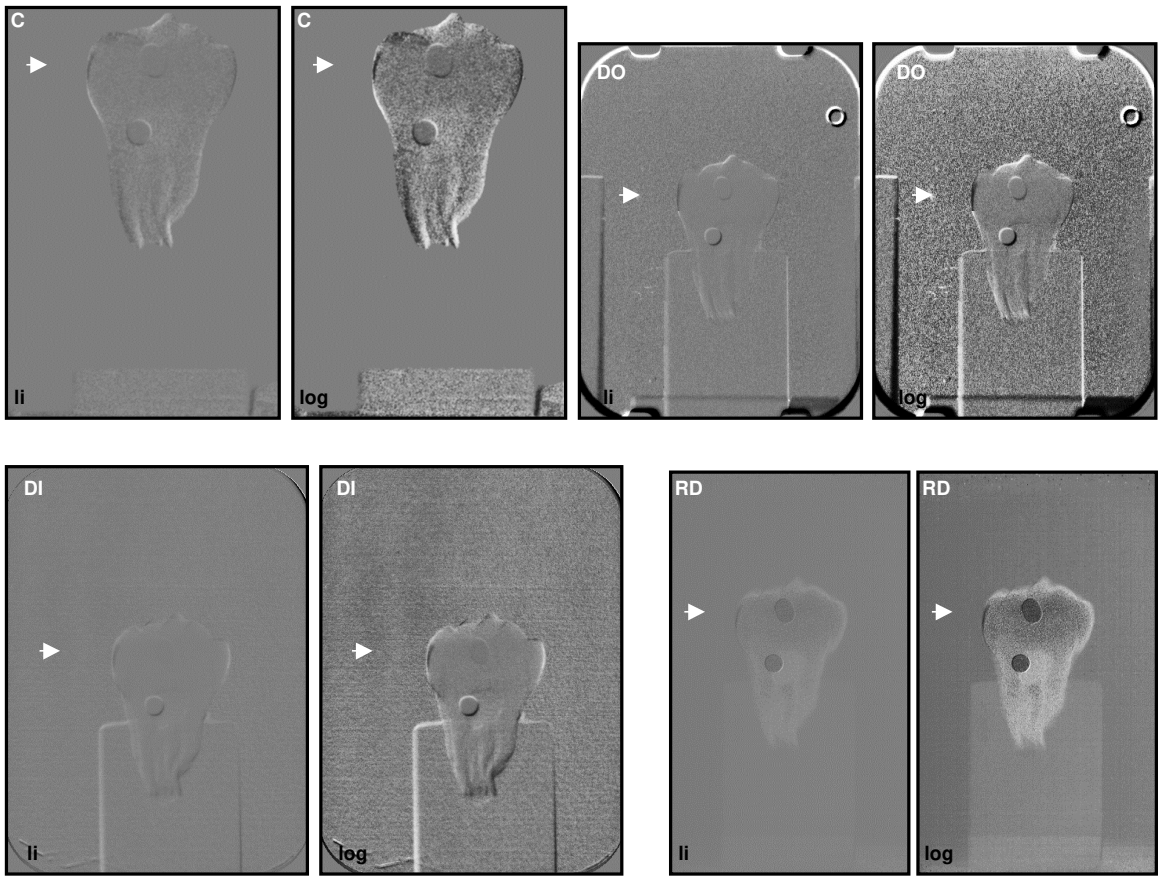


Figura 19 - Imagens por subtração linear (*li*) e logarítmica (*log*) do dente do grupo 60 dias, obtidas com as radiografias dos sistemas digitais, CygnusRay MPS® (*C*), DenOptix® (*DO*) e DIGORA® (*DI*), e as radiografias digitalizadas (*RD*).

5. RESULTADOS

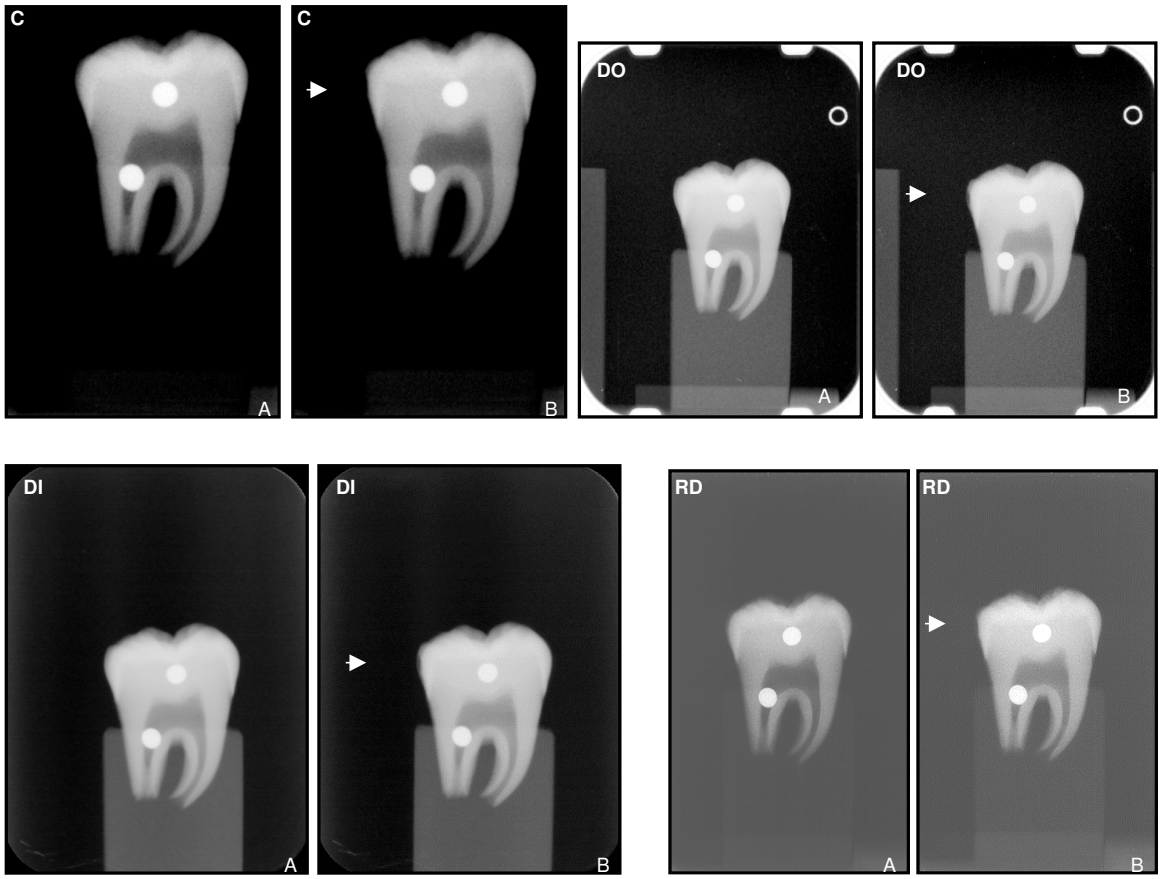


Figura 20 - Radiografias digitais obtidas com os sistemas CygnusRay MPS® (*C*), DenOptix® (*DO*) e DIGORA® (*DI*), e radiografias digitalizadas (*RD*) de um dente do grupo 75 dias. *A* corresponde à imagem inicial e *B* à imagem final, em que a face proximal teste é evidenciada (*seta*).

5. RESULTADOS

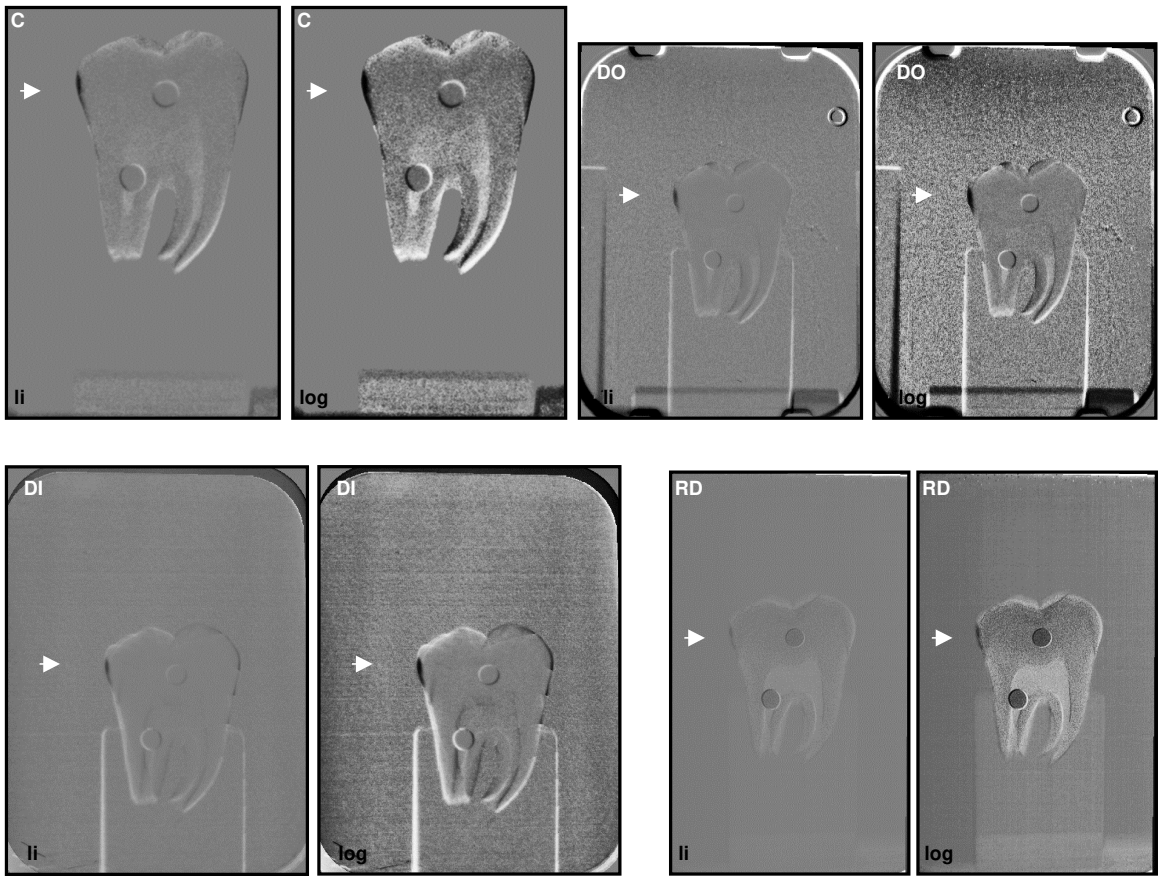


Figura 21 - Imagens por subtração linear (*li*) e logarítmica (*log*) do dente do grupo 75 dias, obtidas com as radiografias dos sistemas digitais, CygnusRay MPS® (*C*), DenOptix® (*DO*) e DIGORA® (*DI*), e as radiografias digitalizadas (*RD*).

5. RESULTADOS

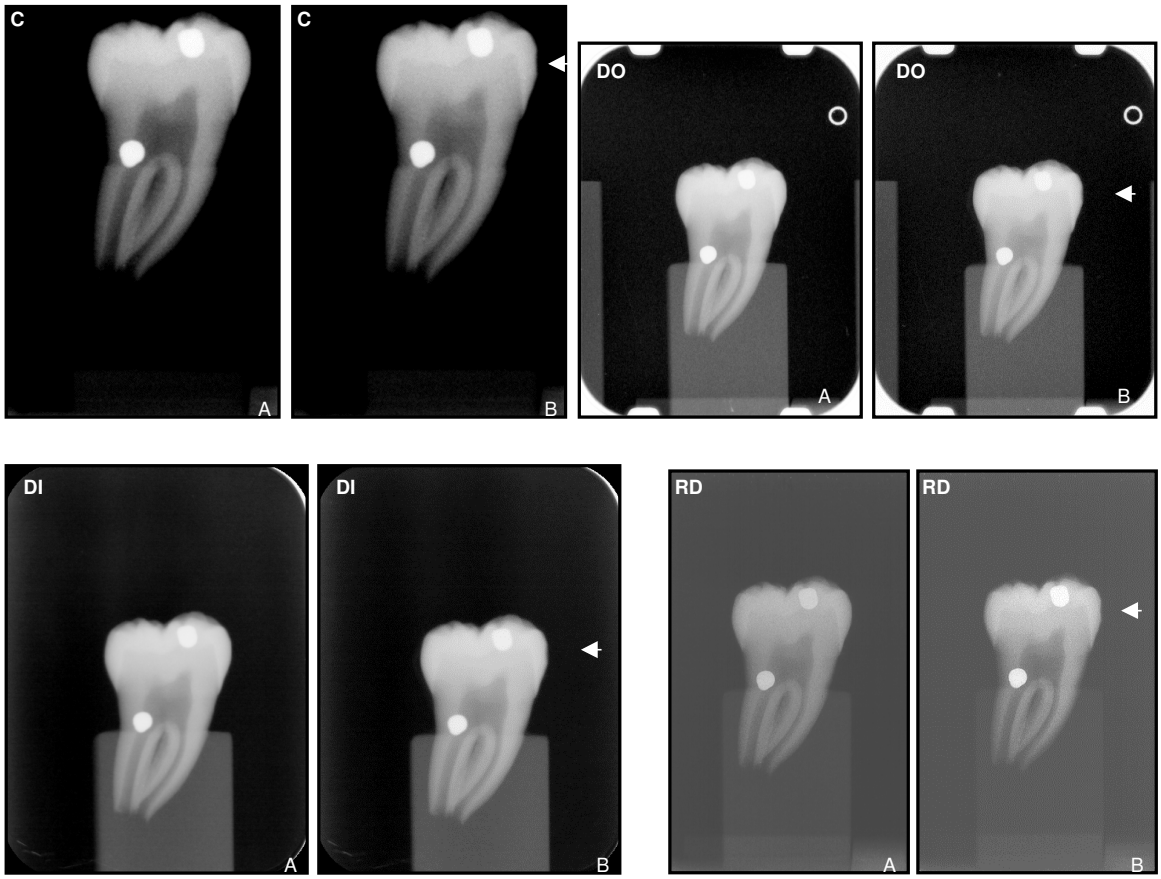


Figura 22 - Radiografias digitais obtidas com os sistemas CygnusRay MPS® (*C*), DenOptix® (*DO*) e DIGORA® (*DI*), e radiografias digitalizadas (*RD*) de um dente do grupo 90 dias. *A* corresponde à imagem inicial e *B* à imagem final, em que a face proximal teste é evidenciada (*seta*).

5. RESULTADOS

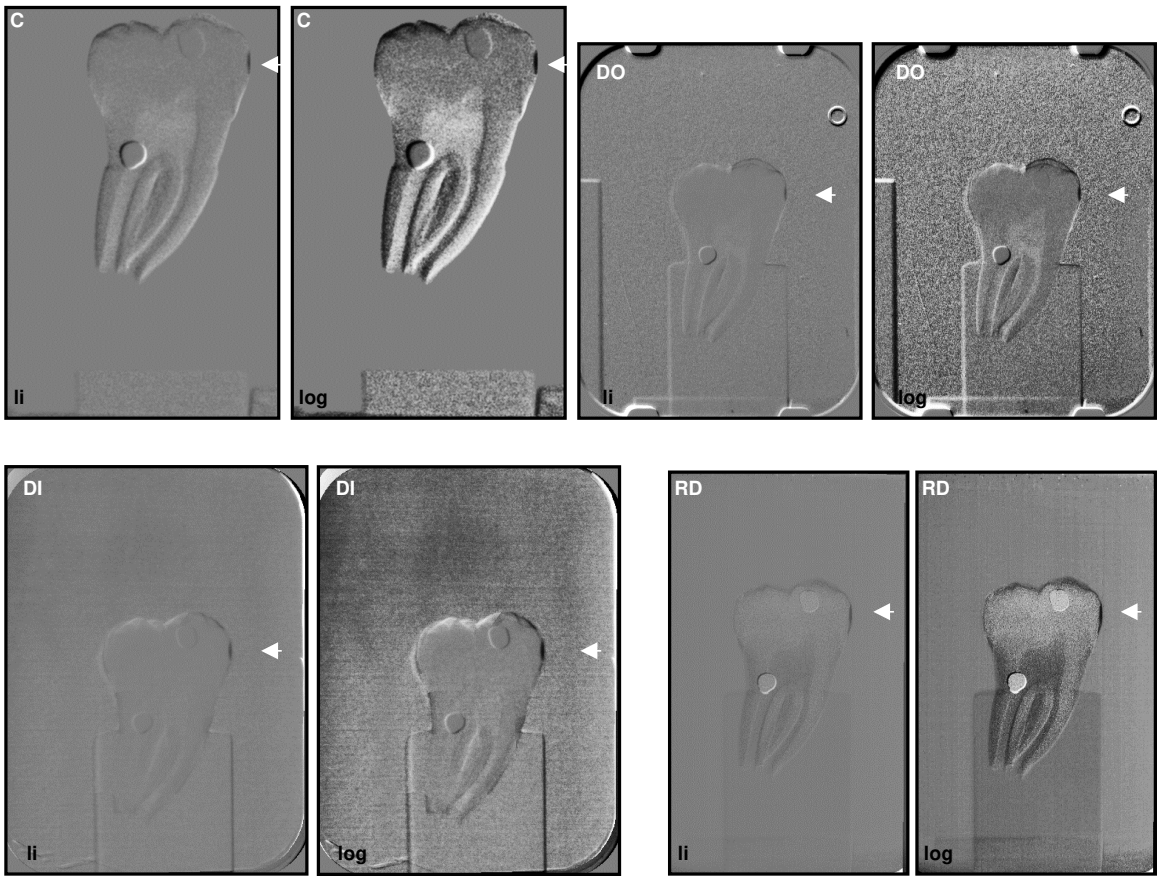


Figura 23 - Imagens por subtração linear (*li*) e logarítmica (*log*) do dente do grupo 90 dias, obtidas com as radiografias dos sistemas digitais, CygnusRay MPS® (*C*), DenOptix® (*DO*) e DIGORA® (*DI*), e as radiografias digitalizadas (*RD*).

5. RESULTADOS

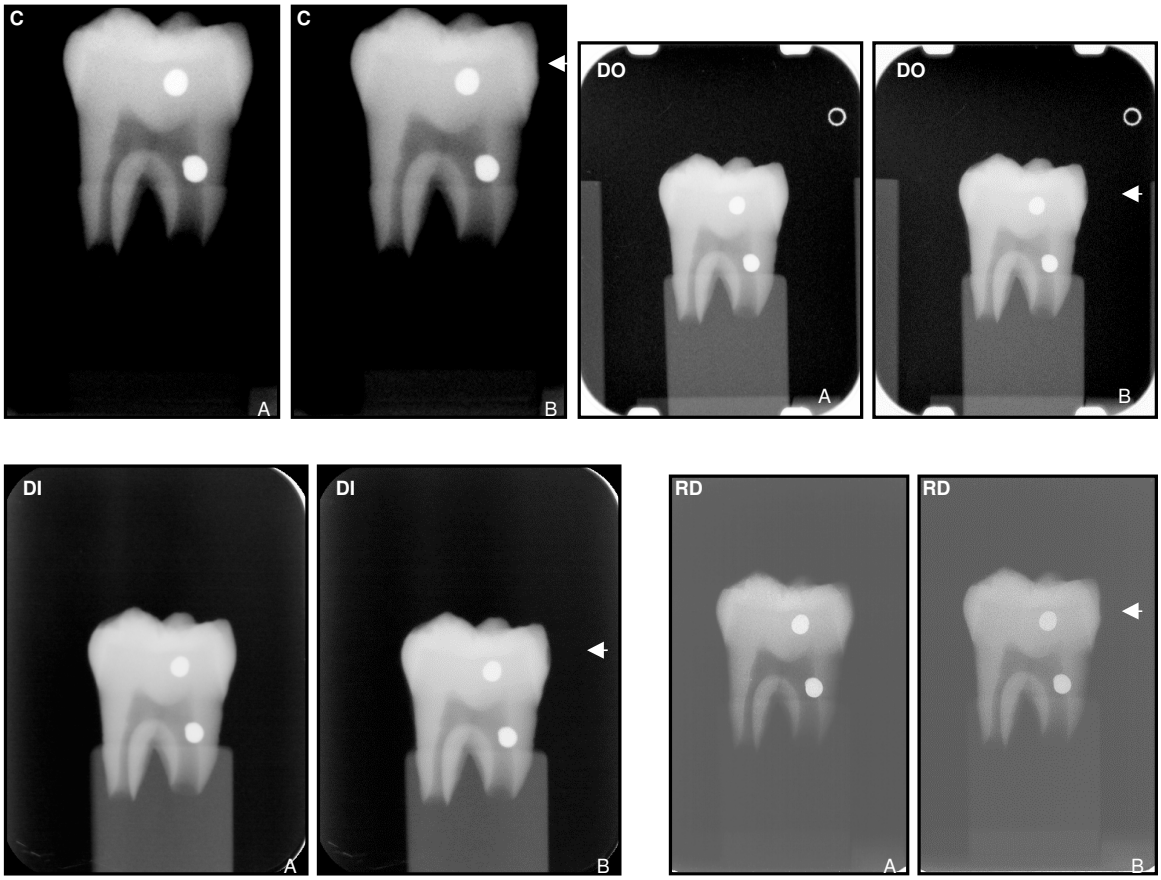


Figura 24 - Radiografias digitais obtidas com os sistemas CygnusRay MPS® (*C*), DenOptix® (*DO*) e DIGORA® (*DI*), e radiografias digitalizadas (*RD*) de um dente do grupo 120 dias. *A* corresponde à imagem inicial e *B* à imagem final, em que a face proximal teste é evidenciada (*seta*).

5. RESULTADOS

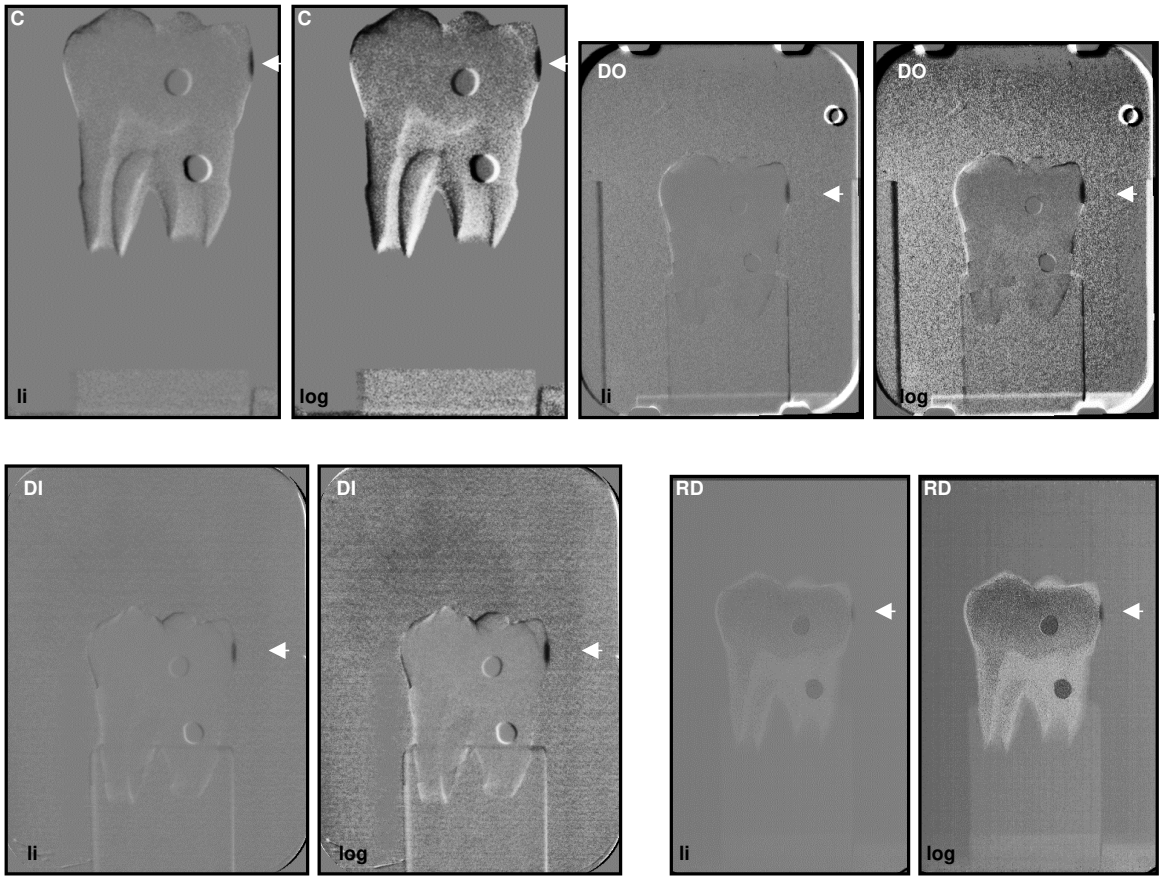


Figura 25 - Imagens por subtração linear (*li*) e logarítmica (*log*) do dente do grupo 120 dias, obtidas com as radiografias dos sistemas digitais, CygnusRay MPS® (*C*), DenOptix® (*DO*) e DIGORA® (*DI*), e as radiografias digitalizadas (*RD*).

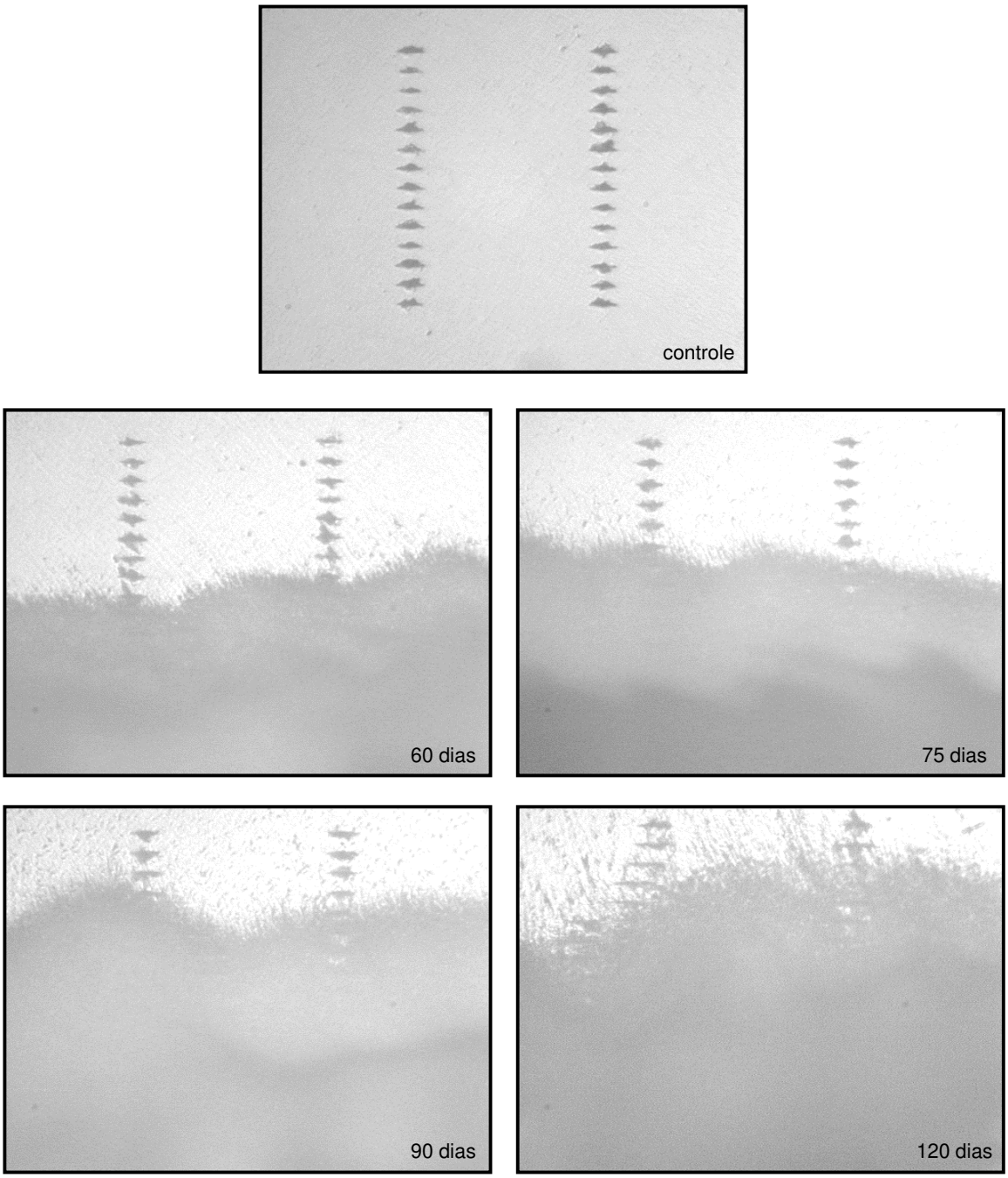


Figura 26 - Fotomicrografias das áreas testes de dentes dos grupos controle, 60 dias, 75 dias, 90 dias e 120 dias, após a análise da microdureza do esmalte seccionado longitudinalmente. (*Aumento de 10X*)

6. DISCUSSÃO

Para a detecção e a proservação das lesões de cárie proximais, a radiografia é um método de diagnóstico satisfatório, amplamente utilizado na clínica (Pitts, 1983; Shwartz *et al*., 1984; Benn & Watson, 1989; Wenzel *et al*., 1993, 2000; Scaf *et al*., 1998; Wenzel & Hintze, 1999a; Gröndahl, 2001; Nunes, 2003; Sanden *et al*., 2003). Entretanto, o cirurgião-dentista deve ter pleno conhecimento das limitações do método e, conforme as características individuais dos pacientes, interpretar os achados radiográficos de maneira realista.

As lesões de cárie, nas faces proximais dos dentes permanentes, em geral, progridem lentamente (Gröndahl, 1979b; Benn, 1994; Pine & ten Bosch, 1996). Os sinais da doença cárie podem aparecer em qualquer idade, uma vez que se relacionam a interações complexas entre a estrutura dentária e o ambiente bucal, com os componentes salivar, dietético e microbiológico (Shellis, 1984). Afora a persistência de uma Odontologia mais curativa em algumas regiões, a Promoção de Saúde Bucal tem estimulado a conservação dos dentes naturais, o que implica no diagnóstico mais freqüente das lesões de cárie proximais em populações adultas.

Em se tratando do diagnóstico das lesões proximais, um dos maiores desafios para os cirurgiões-dentistas é a detecção radiográfica precoce, pois é necessário que ocorra cerca de 40% de desmineralização para a formação de uma imagem (Razmus, 1994; Cederberg *et al*., 1998). Se por um lado o exame clínico propicia uma descrição das características físicas das lesões, que incluem

textura, coloração e perda da superfície; a imagem radiográfica informa a profundidade da perda mineral nos tecidos duros dos dentes (Machiulskiene *et al*., 1999). Não obstante a utilidade para diagnóstico, a extensão da desmineralização é subestimada nas radiografias (Pitts, 1983; Espelid & Tveit, 1984; Shwartz *et al*., 1984; Razmus, 1994; Christensen, 1996; Lenhard *et al*., 1996; Ekstrand *et al*., 1997; Syriopoulos *et al*., 2000; Gröndahl, 2001; Sanden *et al*., 2003). Além disso, a interpretação radiográfica também está sujeita a variações inter e intra-examinadores (Gröndahl, 2001). Christensen (1996) acrescentou que, por meio de radiografias, não se pode distinguir entre cavitação e desmineralização.

A combinação inspeção visual-radiografia aumenta a detecção das lesões de cárie nas faces proximais (van Rijkom & Verdonschot, 1995). Nummikoski (2002) explicou que os trabalhos sobre diagnóstico por imagens têm enfocado o desenvolvimento de técnicas para obter informações adicionais, em relação àquelas fornecidas pelas radiografias convencionais, digitais e digitalizadas, dentre essas, a subtração radiográfica digital. Este projeto de pesquisa considerava três assuntos relevantes. A importância do diagnóstico das lesões de cárie proximais incipientes justifica-se pela possibilidade de instituição de um tratamento não invasivo e menos dispendioso. Embora a radiografia seja o exame complementar tradicionalmente consagrado para o diagnóstico das lesões proximais, a literatura é controversa no que se refere à detecção das desmineralizações restritas à metade externa do esmalte. Portanto, a dúvida quanto ao potencial da subtração radiográfica digital em aprimorar o diagnóstico de lesões que poderiam não ser detectadas em radiografias, pelo método comparativo, foi o elemento motivador crucial deste trabalho.

Apesar de os resultados da aplicação de um método de diagnóstico exercerem certa influência na conduta clínica do cirurgião-dentista, qualquer técnica inovadora, antes de ser adotada, precisa ser validada (Reddy & Jeffcoat, 1993). Nos experimentos laboratoriais, é possível testar a acurácia ou a validade (Wenzel, 2000). Nas pesquisas *in vivo*, há muita dificuldade no estabelecimento de

um critério sólido para validação (Versteeg *et al*., 1997); por isso, estuda-se a precisão. Hintze & Wenzel (1996) e Wenzel (1998) explicaram que, guardando-se as devidas proporções, o diagnóstico laboratorial corresponde ao que pode ser alcançado nas pesquisas clínicas.

A análise do desempenho das cinco modalidades de aquisição de imagens radiográficas, sob investigação, englobou avaliações de reprodutibilidade e acurácia. Conforme as Tabelas 8 e 9, as medidas de concordância inter-examinador tenderam a aumentar na segunda fase da interpretação radiográfica. Todavia, mesmo com os aumentos nos índices Kappa ponderados, a radiografia digitalizada manteve concordâncias fraca e regular, entre os examinadores. Os índices Kappa intra-examinador, mostrados na Tabela 10, denotaram concordâncias regular e boa para os sistemas digitais e a radiografia digitalizada. Boa concordância, nas interpretações dos três examinadores, foi observada apenas para a radiografia convencional.

Com base nesta pesquisa e no trabalho de Nunes (2003), sugere-se que, no diagnóstico de lesões proximais incipientes, os índices de concordância intra e inter-examinador são, no máximo, bons. Vários fatores influenciam a interpretação radiográfica, tais como: as limitações do olho humano, as ilusões ópticas, o processamento cognitivo da informação visual e uma tendência que pode ocorrer por causa de expectativas ou conhecimento da prevalência das lesões (Paurazas *et al*., 2000). Segundo Arnold (1987), o examinador é o elemento mais importante na interpretação.

O estudo da análise ROC de cada sistema, que pode ser observado nas Tabelas 11, 12, 13, 14 e 15, permite inferir-se a consistência no diagnóstico dos examinadores. Metz (1978) explicou que a curva ROC é um gráfico de frações verdadeiro-positivas *versus* falso-positivas, portanto, essa análise independe da prevalência das lesões na amostra. A detecção do sinal pode ser baixa, se o teste de diagnóstico fornecer pouca informação, se o examinador não for hábil na

interpretação, ou se ambos ocorrerem. Contudo, uma análise ROC que se respalda na interpretação de vários examinadores pode indicar com mais veracidade a performance do método de diagnóstico. As variações na determinação dos limites de decisão do examinador degradam a performance, causando um efeito na curva ROC. Reitera-se que não houve segregação dos grupos de dentes, durante as análises estatísticas, porque as imagens radiográficas das desmineralizações não aumentaram de modo uniforme e linear, de acordo com o tempo de imersão na solução desmineralizante. Espelid & Tveit (1984) esclareceram que lesões de tamanhos diferentes e graus variados de perda mineral podem ter delineamentos ou formatos idênticos em radiografias.

As áreas sob as curvas ROC do sistema CygnusRay MPS® e da radiografia digitalizada foram, geralmente, menores do que aquelas obtidas para as outras modalidades. A radiografia convencional foi a modalidade que se destacou por apresentar áreas elevadas e iguais, de acordo com o teste Qui-Quadrado. É necessário frisar que os dados degenerados foram excluídos dessa análise e, por conseguinte, os conjuntos de informações são diferentes.

A avaliação comparativa entre as cinco modalidades considerou a união dos conjuntos de dados E1, O1; E1, O2; e E2, O1, e não as médias das áreas, porque um maior número de informações proporciona curvas geometricamente melhor representáveis. Para o sistema DenOptix®, foram obtidos os maiores valores de área final e acurácia, seguido pela radiografia convencional. Em contraste, os menores valores de área final e acurácia foram calculados para a radiografia digitalizada e o CygnusRay MPS®. Na Figura 11, observam-se as curvas ROC finais das cinco modalidades, em que é nítida a separação entre os extremos: sistema DenOptix® e radiografia convencional, com maiores áreas finais, e, radiografia digitalizada e sistema CygnusRay MPS®, com menores áreas finais. Outro dado digno de nota é que a radiografia convencional apresentou menor discrepância entre as medidas de acurácia, sensibilidade e especificidade, conforme a Tabela 26.

Nesta pesquisa, utilizou-se o filme InSight® para a obtenção das radiografias convencionais. Os estudos *in vitro* sugerem que o InSight®, além de propiciar uma redução na dose de radiação X, é comparável aos filmes Ultra-speed® e Ektaspeed Plus®, no diagnóstico de lesões de cárie proximais (Ludlow *et al*., 2001a; Nair & Nair, 2001; Thunthy & Ireland, 2001; Hintze & Wenzel, 2002). Em se tratando da comparação entre a radiografia convencional e os sistemas de armazenamento de fósforo, os resultados deste trabalho corroboram aqueles de outros autores, que não verificaram diferenças significativas entre o sistema DIGORA® e a radiografia convencional (Matsuda *et al*., 1995; Møystad *et al*., 1996; Nielsen *et al*., 1996; Svanaes *et al*., 1996; Syriopoulos *et al*., 2000; Tosoni *et al*., 2001). Como não houve diferença estatisticamente significante entre o DenOptix® e o DIGORA®, admite-se que ambos os sistemas radiográficos demonstraram performances similares.

Os achados de Syriopoulos *et al*. (2000) não respaldaram a similaridade entre os sistemas DenOptix® e DIGORA®, porém, a metodologia que esses autores empregaram incluía a interpretação de imagens de lesões com profundidades variadas, por meio de uma escala de severidade. Esta pesquisa avaliou o grau de segurança ou certeza no diagnóstico, por parte dos examinadores. Jacobsen *et al.* (2004) constataram que as mensurações da profundidade de lesões de cárie proximais nas radiografias adquiridas com o DIGORA® e um sistema CCD eram mais fidedignas do que as medidas obtidas por radiografias do DenOptix®; entretanto, o delineamento experimental também diferiu em relação ao que foi adotado para este trabalho. Ademais, Jacobsen *et al.* (2004) utilizaram os sensores azuis do sistema DIGORA®.

Outro fator a ser considerado é o regime de funcionamento dos aparelhos de raios X utilizados. Segundo Oliveira (2001), os sistemas de armazenamento de fósforo são potencialmente capazes de oferecer uma melhor qualidade de imagem às expensas de um aumento na dose de radiação. Hintze *et al*. (2002) verificaram desempenhos similares para os dois sistemas de

armazenamento de fósforo, DenOptix® e DIGORA®, somente ao elevarem o tempo de exposição a 25% daquele selecionado para o filme. Convém ressaltar que, no presente trabalho, a exposição selecionada para os sensores DenOptix® e DIGORA® foi de aproximadamente 56% da utilizada para o filme.

A literatura pesquisada, neste estudo, não contém artigos sobre o CygnusRay MPS®/ *high resolution sensor*, presumivelmente, por tratar-se de um sistema recém-introduzido no mercado odontológico. Todavia, é coerente pensar que o CygnusRay MPS® demonstre propriedades físicas semelhantes àquelas dos outros sistemas CCD. Diferenças entre o DenOptix® e o DIGORA®, bem como entre o CygnusRay MPS® e o DIGORA®, não foram identificadas, apesar de o sistema DenOptix® ter demonstrado performance significativamente superior em relação ao CygnusRay MPS®. Wenzel *et al*. (1995), Syriopoulos *et al*. (2000) e Haak *et al*. (2001) também não constataram diferenças estatisticamente significantes, ao compararem sistemas CCD e o DIGORA®. Por outro lado, o desempenho inferior dos sistemas CCD, em comparação à radiografia convencional, foi observado não apenas neste trabalho, mas também nas pesquisas de Price & Ergül (1997) e Schmage *et al*. (1997).

A radiografia digitalizada foi a modalidade que apresentou os menores valores de área sob a curva ROC final e acurácia. Em comparação à radiografia convencional, a radiografia digitalizada demonstrou performance muito inferior. Levando-se em consideração as possibilidades de exibição de uma imagem ampliada na tela de um monitor de computador e aplicação de ferramentas para otimização do diagnóstico, não deveria haver diferenças significantes entre as duas as modalidades. Entretanto, ao analisar esses resultados, é preciso relacionar o desempenho à tarefa de diagnóstico, ao processamento da imagem e à habilidade dos examinadores. Com base nos trabalhos de Dove & McDavid (1992) e Ohki *et al*. (1994), infere-se que a maior demanda por nitidez, da tarefa de diagnóstico, evidencia as diferenças de performance entre as radiografias convencional e digitalizada. Wenzel *et al*. (1993) afirmaram que o processo de

digitalização adiciona ruído à imagem. Para Analoui & Stookey (2000), o fato de os radiologistas serem mais acostumados a interpretar radiografias ao negatoscópio, com lupa, pode favorecer a radiografia convencional. A despeito do treinamento e da experiência dos examinadores na interpretação de radiografias digitais e digitalizadas, a manipulação das imagens pode ter ocasionado uma certa desatenção. Possivelmente, durante a interpretação das radiografias convencionais, pela utilização de um dispositivo como o Viewscope®, os observadores permaneçam mais concentrados.

A partir desta avaliação comparativa entre as cinco modalidades de aquisição de imagens radiográficas, duas questões devem ser esclarecidas: se a radiografia obtida com filme deve ser interpretada ao negatoscópio ou ao monitor de computador; e, se os sistemas digitais são substitutos adequados para o filme. No entanto, previamente, é necessário discorrer acerca dos elementos que influenciam o diagnóstico radiográfico das lesões de cárie proximais, uma vez que determinada modalidade de aquisição de imagens pode conferir performance satisfatória, a depender do modo como for utilizada.

Para o diagnóstico das lesões de cárie proximais incipientes, as radiografias deverão exibir densidade elevada, alto contraste e grau máximo de nitidez. Ainda que estes requisitos sejam preenchidos, na maioria dos estudos *in vitro*, cerca de metade das lesões proximais não são visualizadas em radiografias (Wenzel, 1995). Embora a resolução espacial, em pares de linhas por milímetro, seja mais baixa nas imagens obtidas com os sistemas digitais do que nas radiografias convencionais, esse parâmetro não é o mais apropriado para realizar comparações de visibilidade das lesões de cárie (Benn, 1994; Wenzel, 1995, 2000; Haak *et al*., 2001; Wakoh & Kuroyanagi, 2001). Inclusive, Parks & Williamson (2002) mencionaram que o olho humano consegue perceber de 8 a 10 pares de linhas por milímetro, em radiografias convencionais, digitais e digitalizadas. Em diversos trabalhos, consta a afirmação de que os sistemas digitais são comparáveis à radiografia convencional (Wenzel, 1995, 1998, 2000;

Wakoh & Kuroyanagi, 2001). Os resultados desta pesquisa favorecem a radiografia convencional e o sistema DenOptix®. White *et al*. (1999) mencionaram que o filme é considerado o receptor de mais elevado *signal-to-noise ratio*, em comparação aos sensores CCD.

Em relação aos sensores CCD e às placas de armazenamento de fósforo, houve diferença entre os sistemas CygnusRay MPS® e DenOptix®. Contudo, não se identificou diferença entre o DenOptix® e o DIGORA®. Assim, sugere-se que os sistemas de armazenamento de fósforo podem, no mínimo, ser equivalentes, ou até superiores aos sistemas CCD, para o diagnóstico de lesões proximais incipientes. Teoricamente, o menor tamanho de *pixel*, que implica em maior resolução espacial do sensor CCD, proporcionaria melhor qualidade de imagem. No entanto, à medida em que o tamanho do *pixel* é reduzido, o nível de ruído na imagem, relativo ao sinal, aumenta (Svanaes *et al*., 1996). Oliveira (2001) observou que a maior resolução espacial e a medida de nitidez mais elevada dos sistemas CCD, sobre os sistemas de armazenamento de fósforo, não representavam vantagens em termos de eficiência clínica. A performance satisfatória dos sistemas de armazenamento de fósforo, nesta pesquisa, indica que deve ocorrer um equilíbrio entre a resolução espacial e o ruído, por causa das características intrínsecas dos sensores.

Borg *et al*. (2000) explicaram que, embora o DenOptix® e o DIGORA® possuam a mesma tecnologia básica para a captura das imagens, esses sistemas diferem nas formas de leitura. O DenOptix® possui um algoritmo que determina a utilização da escala completa de tons de cinza, automaticamente, no modo padrão de leitura. Talvez, o acionamento automático desse comando, o que não acontece na leitura padrão do DIGORA®, tenha conferido ao DenOptix® um desempenho mais próximo àquele da radiografia convencional.

Wenzel *et al*. (1995), Gotfredsen *et al*. (1996), Shrout *et al*. (1996) e Wenzel (2000) citaram que a maior vantagem dos sistemas digitais é a

possibilidade de manipulação das características de brilho e contraste das imagens. Os fabricantes de filmes, por outro lado, têm buscado cada vez mais aprimorar o desenvolvimento desses receptores com o objetivo de prover qualidade satisfatória da imagem para diagnóstico, às expensas de baixas doses de radiação X. A escolha da modalidade de aquisição de imagens radiográficas dependerá das tarefas de diagnóstico que serão executadas mais freqüentemente e da disponibilidade de recursos financeiros para a compra e manutenção dos materiais e equipamentos. Todavia, conforme os resultados deste estudo, cabe alertar que a digitalização da radiografia convencional não aumentou a acurácia para o diagnóstico de lesões de cárie proximais incipientes. Esse procedimento seria útil para o envio de imagens pela *internet*, com a finalidade de ilustrar discussões clínicas. Para diagnóstico, sugere-se o emprego da radiografia convencional, pois a digitalização apenas implicaria em um aumento desnecessário do tempo de trabalho.

No que concerne à subtração radiográfica digital, que foi o principal objeto de estudo nesta investigação científica, os achados foram interessantes. A princípio, constatou-se que não houve diferenças estatisticamente significantes entre as imagens por subtração linear e logarítmica para as quatro modalidades de aquisição de imagens. Versteeg & van der Stelt, em 1995, observaram que não houve diferença significativa para as imagens por subtração linear e logarítmica, entre cirurgiões-dentistas e estudantes do último ano de Odontologia. No grupo dos estudantes, porém, evidenciou-se a performance significativamente melhor das imagens por subtração logarítmica, o que não ocorreu no grupo dos cirurgiões-dentistas. Depreende-se que a experiência na interpretação radiográfica é mais importante do que a forma de apresentação da imagem por subtração. Por outro lado, a aplicação de quaisquer recursos que otimizem o diagnóstico é válida.

A subtração logarítmica não adiciona informações à imagem final. De fato, ocorre um aumento do ruído. Sugere-se que, para examinadores experientes, a apresentação da imagem por subtração linear é suficiente para o diagnóstico de

lesões de cárie proximais. Conforme as Tabelas 4 e 5, que demonstram as comparações para o DIGORA® e a radiografia digitalizada, os cálculos das áreas sob as curvas ROC finais das imagens por subtração linear resultaram em valores ligeiramente maiores em relação às imagens por subtração logarítmica.

Em termos de acurácia, as imagens por subtração, obtidas a partir da digitalização das radiografias convencionais e das radiografias digitais adquiridas com o DenOptix®, destacaram-se pelos maiores valores apresentados. Numa tentativa de identificar diferenças no desempenho das imagens por subtração, entre as quatro modalidades investigadas, procedeu-se ao teste Qui-Quadrado. A hipótese nula de que as áreas sob as curvas ROC finais das quatro modalidades eram iguais não foi rejeitada. Portanto, as imagens por subtração, obtidas com qualquer modalidade estudada nesta pesquisa, podem prover informações bastante válidas para diagnóstico. A observação dos valores relativos à acurácia, que estão na Tabela 6, e às áreas sob as curvas ROC finais, apresentadas na Tabela 7, leva a uma constatação notável e, até certo ponto, intrigante. Os resultados das análises de performance das cinco modalidades de aquisição de imagens demonstraram o mais baixo desempenho para a radiografia digitalizada. No entanto, o procedimento de subtração parece ter melhorado a performance de radiografias em que o ruído era elevado, equiparando as modalidades analisadas.

Halse *et al*. (1994) concluíram que as imagens por subtração não melhoraram o diagnóstico de lesões em esmalte com contornos bem definidos, em comparação às radiografias convencionais. A discussão desse trabalho foi baseada no fator ruído estrutural. Segundo esses pesquisadores, diferentemente do osso, as lesões em esmalte têm um fundo uniforme, com poucos elementos estruturais que possam interferir na detecção do sinal. Os resultados desta pesquisa, contudo, destacaram a melhor performance das imagens por subtração, no diagnóstico de lesões proximais incipientes. A argumentação de Halse *et al*. (1994) seria menos contraditória, se tivesse levado em consideração que

cavidades definidas por instrumentos rotatórios não requerem métodos tão sensíveis para diagnóstico.

A maioria dos artigos consultados atestou a melhor performance das imagens por subtração no diagnóstico das lesões de cárie em esmalte (Gröndahl *et al*., 1982; Halse *et al*., 1990; Eberhard *et al*., 2000; Nunes, 2003). A Tabela 27 ilustra a comparação entre as imagens por subtração e as cinco modalidades de aquisição estudadas. Houve diferenças estatisticamente significantes entre as imagens por subtração e as radiografias convencionais, digitais e digitalizadas. As imagens por subtração apresentaram o melhor desempenho para o diagnóstico de lesões de cárie proximais incipientes. O gráfico da Figura 12 evidencia as diferenças entre as áreas sob as curvas ROC finais das sete modalidades de apresentação da imagem radiográfica que foram comparadas. A Tabela 27 apresenta os valores das áreas sob as curvas ROC finais das cinco modalidades de aquisição e das imagens por subtração linear e logarítmica. Os valores relativos às modalidades de aquisição não ultrapassam 0,91, enquanto as áreas das imagens por subtração linear e logarítmica foram equivalentes a 0,97 e 0,98, respectivamente. Esse achado reafirma a maior acurácia das imagens por subtração. Quanto às cinco modalidades de aquisição de imagens, os resultados desta pesquisa estão de acordo com a descrição de Hintze & Wenzel (2002). Esses autores mencionaram que valores de área excedendo 0,90, para lesões proximais em esmalte e dentina, são muito raramente encontrados, se as radiografias forem validadas por métodos histológicos.

De acordo com Gröndahl *et al*. (1982), um método radiográfico otimizado deveria conferir alto grau de acurácia para diagnóstico, minimizar as variações entre observadores e requerer baixas doses de radiação X. Quanto à acurácia, os valores calculados para as imagens por subtração, nestas condições experimentais, foram superiores a 92%. Gröndahl *et al*. (1982), Halse *et al*. (1990), Kravitz *et al*. (1992), Reddy & Jeffcoat (1993), Hildebolt *et al*. (1997), Wenzel (1998), Eberhard *et al*. (2000) e Nunes (2003) ratificaram a aplicabilidade das

imagens por subtração na detecção de alterações tênues nos tecidos duros da boca. Kravitz *et al*. (1992) e Reddy & Jeffcoat (1993) explicaram que o ruído estrutural gera uma limitação importante na capacidade de percepção visual. Nas imagens por subtração, o examinador direciona a atenção para as regiões em evidência, podendo diagnosticar lesões tênues ou mesmo documentar a progressão e a paralisação de desmineralizações.

É importante salientar alguns problemas relacionados à interpretação de lesões incipientes, nas imagens por subtração. Versteeg & van der Stelt (1995) explicaram que valores de cinza diferentes de 127, tom neutro de fundo, podem ser produzidos por quatro causas: variações nos feixes de raios X, alterações no receptor – no caso dos filmes, variações na emulsão e/ou nas condições de processamento e, em relação aos sensores, Couture & Hildebolt (2000) ressaltaram que partículas de poeira ou resíduos podem causar pequenos defeitos nas imagens. Como outras duas causas têm-se: mal alinhamento das radiografias originais e diferenças reais entre as radiografias. Entretanto, a experiência clínica é uma ferramenta básica para "driblar" os artefatos de técnica. Se o profissional souber a indicação das imagens por subtração e interpretar corretamente as características das lesões que busca diagnosticar, conseguirá distinguir a alteração nos tons de cinza.

Gröndahl *et al*. (1983) alertaram que, quanto menor as lesões a serem detectadas, maior deverá ser o cuidado na padronização das tomadas radiográficas. Rudolph *et al*. (1987) observaram que desvios angulares, verticais ou horizontais, tão baixos quanto 1º, já determinavam um efeito negativo na qualidade da imagem. Os programas de subtração contêm algoritmos de correção para um certo limite de distorções angulares. Webber *et al*. (1984) explicaram que, se não houver superposição de estruturas, as distorções são passíveis de correção. Assim, as alterações na angulação horizontal seriam mais prejudiciais ao efetuar a subtração.

Outra vantagem da subtração relaciona-se à possibilidade de utilização de radiografias com densidade insuficiente para diagnóstico (Gröndahl *et al*., 1982; Rudolph *et al*., 1987). Essa constatação é relevante, porque, como as radiografias executadas para o diagnóstico de lesões de cárie devem apresentar densidade elevada, poderiam ser evitadas repetições de radiografias claras. Seguindo essa linha de raciocínio, deduz-se que outras investigações poderiam abordar o diagnóstico de lesões de cárie proximais com receptores de imagem subexpostos pela redução na dose de radiação X.

Segundo van der Stelt (1995), é necessário desenvolver pesquisas clínicas, antes que novos métodos de diagnóstico sejam completamente adotados na prática. No entanto, Wenzel & Hintze (1999b) constataram a ausência de métodos para o diagnóstico das lesões de cárie que possam atuar como padrão ouro, durante as avaliações *in vivo*. Os resultados das análises ROC e dos cálculos de acurácia, sensibilidade e especificidade, sugerem que, se forem devidamente produzidas e interpretadas, as imagens por subtração podem constituir-se em um padrão prata muito fidedigno.

As radiografias convencionais, digitais e digitalizadas não são padrões prata satisfatórios pela dificuldade que o examinador tem de manter um critério constante, ainda que seja para uma mesma superfície dentária (Gröndahl, 1979b). Shaw & Murray (1975) explicaram que há uma variabilidade inerente ao diagnóstico das lesões de cárie. De acordo com esses autores, examinadores que foram treinados com técnicas similares de interpretação nem sempre concordarão totalmente. Além disso, embora um examinador possa ter perfeitamente claros, em sua mente, os limites do diagnóstico, ele nem sempre estabelecerá a mesma classificação para determinada superfície em duas ocasiões distintas.

O método de validação para as lesões de cárie experimentalmente induzidas, nesta pesquisa, foi a análise da microdureza *Knoop* do esmalte seccionado longitudinalmente. Essa análise provê informações não somente

acerca da propriedade física de dureza do esmalte, mas também da profundidade da desmineralização. Ao contrário de outros métodos histológicos, é possível estimar pequenas alterações no conteúdo mineral do esmalte em profundidades pré-determinadas. Em se tratando de exames como a microscopia de polarização, por exemplo, avalia-se apenas a extensão das lesões de cárie.

É patente que os experimentos para testes de métodos de diagnóstico implicam no estabelecimento dos dados relativos aos controles da amostra, visando à confrontação das características em estudo. Particularmente, nas análises de microdureza do esmalte seccionado longitudinalmente, os valores obtidos a partir das leituras nos dentes controles, de uma amostra aleatorizada e uniforme, serão o parâmetro de comparação para os outros grupos. A Tabela 28 contém as médias globais das leituras de microdureza para os grupos controle, 60 dias, 75 dias, 90 dias e 120 dias. O grupo controle apresenta valores de microdureza que estão no intervalo de 404 a 432 KHN (*Knoop hardness number*). As variações podem ser decorrentes de pequenas quantidades de substância orgânica, em sítios de conteúdo mineral similar (Kodaka *et al*., 1992). Em adição, o conteúdo mineral das camadas mais profundas do esmalte é ligeiramente mais baixo em relação à zona subjacente à camada superficial (Kodaka *et al*., 1992). Vale salientar que foi possível mensurar a microdureza em todas as profundidades selecionadas, no grupo controle, o que não foi verdadeiro para os grupos experimentais.

Para o fator profundidade, os efeitos foram analisados a partir do nível 230 µm, tendo em vista que os valores de microdureza dos quatros níveis antecessores eram inexistentes ou incompletos. No grupo 60 dias, as leituras foram iniciadas na profundidade de 190 µm, sendo esse o menor nível em que as indentações eram completamente visíveis. Os grupos 90 dias e 120 dias sofreram desmineralização tão severa, que as mensurações foram possíveis somente ao nível 230 µm. A sensibilidade da análise de microdureza é comprovada pela observação de que os valores do nível 410 µm, de maior profundidade e que

apresentou, em média, a maior microdureza, foram mais baixos nos grupos experimentais em comparação ao grupo controle. A fotomicrografia da área teste de um dente do grupo 60 dias, que pode ser observada na Figura 26, respalda a suposição de que o esmalte a 410 µm da superfície estaria, pelo menos, 100 µm distante de uma cavitação devida ao rompimento da camada superficial. Entretanto, a média global de microdureza referente a 410 µm, para o grupo 60 dias, difere do valor calculado para o grupo controle. Convém frisar que o grupo 60 dias demonstrou, em média, o maior grau de microdureza *Knoop*.

De acordo com as Tabelas 30, 31 e 32, houve diferenças estatisticamente significativas entre as combinações dos quatros grupos experimentais, com exceção da comparação dos grupos 75 dias e 90 dias. O esmalte desmineralizado dos dentes do grupo 90 dias permaneceu somente 15 dias a mais, em relação aos dentes do grupo 75 dias, sob efeito da solução desmineralizante. No que se refere à profundidade de leitura da microdureza, não foi possível identificar diferenças estatisticamente significativas entre as combinações de 350 µm e os demais níveis desse fator (Tabelas 39, 40 e 41). Assim, sugere-se que as maiores taxas de desmineralização encontram-se na camada interna do esmalte que compreende 330 µm, a partir da superfície.

Embora os dentes tenham sido analisados individualmente, foram utilizadas as médias das repetições para a aplicação das análises de variância, objetivando fornecer dados generalizados dos grupos. Contudo, ressalta-se que os dentes, pela própria anatomia e composição química e ultra-estrutural dos cristais de hidroxiapatita, reagem diferentemente à ação da solução desmineralizante. O gráfico de efeitos principais, da Figura 13, sintetiza o desenrolar do processo de desmineralização, conforme o tempo de imersão, na solução ácida 50% saturada em relação ao esmalte dental humano, e a profundidade avaliada. Verifica-se a elevação nos valores médios da microdureza com o aumento da profundidade de mensuração, e a redução, com o decorrer do tempo imersão.

As dosagens de fósforo e cálcio na solução desmineralizante são uma maneira indireta para acompanhar a perda desses minerais dos dentes. Kravitz *et al*. (1992) correlacionaram as características das imagens por subtração aos valores da perda de cálcio e apontaram a espectrofotometria de absorção atômica como um método de quantificação da reabsorção radicular externa. Nestas condições experimentais, como os dentes dos grupos 60 dias, 75 dias, 90 dias e 120 dias permaneceram imersos por 60 dias, antes da troca das soluções desmineralizantes, a hipótese nula era de que havia diferenças entre os quatro grupos. De acordo com as Tabelas 43 e 45, a rejeição da hipótese nula não causou surpresa, haja vista que a solução foi a mesma para todos os grupos e os dentes ainda estavam hígidos no 1º dia de imersão.

Decorridos os 60 dias iniciais, os dentes do grupo 60 dias foram retirados da solução. Por outro lado, as soluções desmineralizantes dos grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias foram substituídas pela solução que foi preparada no início do experimento. Os dentes desses grupos permaneceram imersos em solução desmineralizante por mais 15, 30 e 60 dias, respectivamente. O esmalte dos dentes dos grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias já estava desmineralizado. Suspeitava-se que a imersão em uma solução subsaturada, em relação ao conteúdo mineral da hidroxiapatita, determinaria a progressão da desmineralização. A Tabela 42 e os gráficos das Figuras 14 e 15 indicam que aconteceu avanço da desmineralização no esmalte, porém, menos intenso do que o esperado e do que o ocorrido nos dentes hígidos. Conforme as Tabelas 44 e 46, não houve diferenças estatisticamente significantes entre grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias. Ao avaliar as Tabelas 47 e 48, deduz-se que o grupo 60 dias apresentou diferenças significativas em relação aos outros três grupos experimentais, denotando a menor perda total de fósforo e cálcio. Os grupos 75 dias, 90 dias e 120 dias demonstraram comportamento similar. Esse achado não correspondeu à suposição inicial de que a perda mineral seria linear e diretamente proporcional ao tempo de imersão.

É possível sugerir que houve correspondência entre a análise da microdureza do esmalte seccionado longitudinalmente e as dosagens de fósforo e cálcio. Realmente, o grupo 60 dias apresentou, em média, os maiores valores de microdureza e os menores valores relativos à perda total de minerais. Os grupos 75 dias e 90 dias comportaram-se de modo similar. A divergência nos resultados apareceu ao incluir o grupo 120 dias nas análises da microdureza, o que evidenciou o maior grau de sensibilidade e especificidade do referido método.

A lesão de cárie artificial resulta da interação de dois componentes: o esmalte e o ambiente externo. O fenômeno de desmineralização da subsuperfície envolve vários mecanismos. Os principais fatores que controlam a estabilidade da apatita do esmalte são o pH e as concentrações ativas livres de cálcio, fosfato e flúor, em solução. Para que ocorra desmineralização, a solução deve estar subsaturada em relação à fase sólida. A taxa de dissolução é proporcional à força de condução termodinâmica, durante as trocas iônicas (Anderson & Elliott, 1992).

Boyle *et al*. (1998) e Larsen & Bruun (2001) explicaram que a formação da lesão de subsuperfície depende da hipossaturação da fase aquosa do sistema, quanto à hidroxiapatita, e relaciona-se ao conteúdo de flúor presente no sítio de esmalte. Quando o pH fica em torno de 5,0, a solubilidade do esmalte aumenta. Apesar de as concentrações de cálcio e fosfato livres também aumentarem, não são suficientes para contrabalançar a dissolução. A hidroxiapatita da região subsuperficial dissolve-se e a fluorapatita é formada na superfície do esmalte, pela adsorção do flúor. Com base nessa explanação, acredita-se que, após a permuta das soluções, as trocas iônicas lentificaram-se por dois motivos. O flúor presente na solução, que estava com pH acima do estabelecido como crítico para a fluorapatita, mesmo na concentração de 0,03 ppm, foi incorporado à superfície do esmalte, tornando-a mais rígida e, provavelmente, reduzindo as vias de troca iônica. As trocas iônicas também foram dificultadas pela redução do gradiente de difusão dos íons através da lesão. Presume-se que, para a lesão evoluir até a junção amelodentinária, o pH necessariamente deveria ter sido ajustado para

valores abaixo de 4,5. Então, haveria remoção da fluorapatita e progressão da desmineralização. Um fato importante é que, neste experimento, o fósforo e o cálcio perdidos continuavam nos frascos de armazenamento dos dentes; enquanto que, na boca, esses minerais são recambiados pela ação dos músculos mastigatórios e dinâmica do fluxo salivar.

Desde o princípio, esta discussão abordou os resultados deste trabalho criticamente e teve a finalidade de esclarecer alguns pontos dúbios, respaldada em publicações sobre a doença cárie dentária e o diagnóstico por imagens. Assim, é oportuno aglutinar as idéias substanciais, priorizando a valorização das informações que poderão ser utilizadas, doravante, em outros estudos.

O diagnóstico das lesões de cárie deveria ser norteado por uma busca exaustiva dos indícios de desmineralização nas faces livres e de contato, a partir da suspeita clínica. A radiografia é um bom exame complementar para o diagnóstico das lesões proximais. No entanto, é pouco sensível na detecção de lesões incipientes. Essa limitação das radiografias foi o elemento-chave que desencadeou o presente estudo. Levando-se em consideração a mudança de paradigma no tratamento das lesões em esmalte, que, atualmente, segue uma perspectiva mais conservadora, o pressuposto essencial desta pesquisa era viabilizar o diagnóstico radiográfico das lesões de cárie, mais precocemente, nas faces proximais.

A subtração radiográfica digital, pelas técnicas direta e indireta, seria um método inovador que o cirurgião-dentista poderia “lançar mão” para o diagnóstico das lesões de cárie. Se essa alternativa não aprimorasse o diagnóstico, outra contribuição deste trabalho seria a indicação de modalidades de aquisição de imagens radiográficas que apresentassem maior acurácia pelo método comparativo. Na prática, com freqüência, solicitam-se duas radiografias, em um intervalo de tempo, para confirmação de uma suspeita clínica ou proservação de lesões de cárie. Isso, porque, com uma única imagem, o

profissional poderá fazer um diagnóstico falso-negativo, dado que a radiografia subestima o grau de desmineralização. Ademais, a radiografia pode exibir a imagem de uma lesão, mas, não permite que sejam obtidas informações acerca da atividade do processo patológico.

Os resultados desta pesquisa destacaram duas modalidades de aquisição de imagens radiográficas pelo melhor desempenho. As radiografias digitais adquiridas com o sistema DenOptix® representariam o desenvolvimento tecnológico dos receptores, com as quais se dispõe de todas as facilidades para a manipulação da imagem, sem preocupações quanto ao processamento químico. Como opção de menor custo financeiro e performance similar, apontou-se a radiografia convencional, obtida com o filme InSight®.

Observou-se que as imagens por subtração linear e logarítmica, a partir das radiografias obtidas com os quatro receptores estudados, revelaram alterações em densidade radiográfica no esmalte, as quais não foram detectadas por comparação visual direta das radiografias originais. Portanto, a subtração elevou a acurácia para diagnóstico, independentemente da modalidade de aquisição de imagens radiográficas empregada. Infere-se que, embora as radiografias convencionais, digitais e digitalizadas, sejam exames úteis para o diagnóstico das lesões de cárie proximais, as imagens por subtração aumentaram a percepção para as desmineralizações mais tênues. As imagens por subtração demonstraram resultados promissores no diagnóstico de lesões de cárie proximais incipientes, conquanto este trabalho tenha envolvido um experimento *in vitro*. A segunda etapa das investigações sobre a performance das imagens por subtração, na detecção de desmineralizações nas faces proximais, deveria enfocar a aplicabilidade clínica desses recursos. Então, o potencial da subtração poderia ser reafirmado.

De um ponto de vista menos acadêmico, presume-se que as técnicas de subtração não serão acrescentadas aos procedimentos realizados pelos

cirurgiões-dentistas, na prática, uma vez que requerem tempo e habilidade na manipulação digital das imagens radiográficas. Talvez, futuramente, as clínicas de Radiologia Odontológica poderão oferecer as imagens por subtração radiográfica digital como um método mais preciso, que confere informações adicionais para o diagnóstico das lesões de cárie incipientes.

7. CONCLUSÃO

Conforme os resultados e a discussão desta pesquisa, desenvolvida sob as condições experimentais previamente descritas, é possível concluir que:

1. As imagens por subtração linear e logarítmica, produzidas por meio das técnicas direta e indireta, demonstraram performance superior em comparação às radiografias originais. Portanto, a subtração radiográfica digital é um recurso útil e aplicável no diagnóstico de lesões de cárie proximais em esmalte;

2. O sistema DenOptix® e a radiografia convencional destacaram-se por apresentar as melhores medidas de desempenho no diagnóstico de lesões de cárie incipientes, pelo método comparativo. Entretanto, as imagens por subtração, produzidas a partir das radiografias obtidas com o filme InSight® e os sistemas digitais CygnusRay MPS®, DenOptix® e DIGORA®, apresentaram performances similares.

7. CONCLUSÃO_____

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

Analoui M, Stookey GK. Direct digital radiography for caries detection and analysis. **Monogr Oral Sci**. 2000; 17: 1-19.

Anderson P, Elliott JC. Subsurface demineralization in dental enamel and other permeable solids during acid dissolution. **J Dent Res**. 1992; 71(8): 1473-81.

Arends J, ten Bosch JJ. Demineralization and remineralization evaluation techniques. **J Dent Res**. 1992; 71(Spec Iss): 924-8.

Argenta RMO, Tabchoury CPM, Cury JA. A modified pH-cycling model to evaluate fluoride effect on enamel demineralization. **Pesqui Odontol Bras**. 2003; 17(3): 241-6.

Arnold LV. The radiographic detection of initial carious lesions on the proximal surfaces of teeth. Part II. The influence of viewing conditions. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1987; 64(2): 232-40.

Benn DK. Radiographic caries diagnosis and monitoring. **Dentomaxillofac Radiol**. 1994; 23(2): 69-72.

Benn DK, Watson TF. Correlation between film position, bite-wing shadows, clinical pitfalls, and the histologic size of approximal lesions. **Quintessence Int**. 1989; 20(2): 131-41.

Borg E, Attaelmanan A, Gröndahl HG. Image plate systems differ in physical performance. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. 2000; 89(1): 118-24.

Boyle EL, Higham SM, Edgar WM. The production of subsurface artificial caries lesions on third molar teeth. **Caries Res**. 1998; 32(2): 154-8.

*** De acordo com a norma utilizada na FOP/UNICAMP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o MEDLINE.**

Carneiro AV. Princípios de seleção e uso de testes diagnósticos: propriedades intrínsecas dos testes [100]. **Rev Port Cardiol**. 2001; 20(12): 1267-74.

Cederberg RA, Frederiksen NL, Benson BW, Shulman JD. Effect of different background lighting conditions on diagnostic performance of digital and film images. **Dentomaxillofac Radiol**. 1998; 27(5): 293-7.

Christensen GJ. Dental radiographs and dental caries: a challenge. **J Am Dent Assoc**. 1996; 127(6): 792-3.

Couture RA, Hildebolt C. Quantitative dental radiography with a new photostimulable phosphor system. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. 2000; 89(4): 498- 508.

Dove SB, McDavid WD. A comparison of conventional intra-oral radiography and computer imaging techniques for the detection of proximal surface dental caries. **Dentomaxillofac Radiol**. 1992; 21(3): 127-34.

Eberhard J, Hartman B, Lenhard M, Mayer T, Kocher T, Eickholz P. Digital subtraction radiography for monitoring dental demineralization. An *in vitro* study. **Caries Res**. 2000; 34(3): 219-24.

Ekstrand KR, Ricketts DNJ, Kidd EAM. Reproducibility and accuracy of three methods for assessment of demineralization depth on the occlusal surface: an *in vitro* examination. **Caries Res**. 1997; 31(3): 224-31.

Espelid I, Tveit AB. Radiographic diagnosis of mineral loss in approximal enamel. **Caries Res**. 1984; 18(2): 141-8.

Estatística Kappa ponderada. Disponível em: URL: *http://intro.med.up.pt/t9_g2/web_t9_g2/new_page_14.htm* [2004 Mar 6].

Featherstone JDB, ten Cate JM, Shariati M, Arends J. Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. **Caries Res**. 1983; 17(5): 385-91.

Fiske CM, Subbarow Y. The colorimetric determination of phosphorus. **J Biol Chem**. 1925; 66: 375-400.

Gotfredsen E, Wenzel A, Gröndahl HG. Observers' use of image enhancement in assessing caries in radiographs taken by four intra-oral digital systems. **Dentomaxillofac Radiol**. 1996; 25(1): 34-8.

Gröndahl HG. Diagnóstico radiológico no tratamento da cárie dentária. In: Thylstrup A, Fejerskov O. **Cariologia clínica**. 3.ed. São Paulo: Santos; 2001. p. 367-82.

Gröndahl HG. Some factors influencing observer performance in radiographic caries diagnosis. **Swed Dent J**. 1979b; 3(5): 157-72.

Gröndahl HG, Gröndahl K, Webber RL. A digital subtraction technique for dental radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1983; 55(1): 96-102.

Gröndahl HG, Gröndahl K, Okano T, Webber RL. Statistical contrast enhancement of subtraction images for radiographic caries diagnosis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1982; 53(2): 219-23.

Haak R, Wicht MJ, Noack MJ. Conventional, digital and contrast-enhanced bitewing radiographs in the decision to restore approximal carious lesions. **Caries Res**. 2001; 35(3): 193-9.

Halse A, Espelid I, Tveit AB, White SC. Detection of mineral loss in approximal enamel by subtraction radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1994; 77(2): 177-82.

Halse A, White SC, Espelid I, Tveit AB. Visualization of stannous fluoride treatment of carious lesions by subtraction radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1990; 69(3): 378-81.

Hanley JA, McNeil BJ. The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve. **Radiology**. 1982; 143(1): 29-36.

Hildebolt CF, Fletcher G, Yokoyama-Crothers N, Conover GL, Vannier MW. A comparison of the response of storage phosphor and film radiography to small variations in X-ray exposure. **Dentomaxillofac Radiol**. 1997; 26(3): 147-51.

Hintze H, Wenzel A. Clinical and laboratory radiographic caries diagnosis. A study of the same teeth. **Dentomaxillofac Radiol**. 1996; 25(3): 115-8.

Hintze H, Wenzel A. Diagnostic outcome of methods frequently used for caries validation. A comparison of clinical examination, radiography and histology following hemisectioning and serial tooth sectioning. **Caries Res**. 2003; 37(2): 115-24.

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.

Hintze H, Frydenberg M, Wenzel A. Influence of number of surfaces and observers on statistical power in a multiobserver ROC radiographic caries detection study. **Caries Res**. 2003; 37(3): 200-5.

Hintze H, Wenzel A, Frydenberg M. Accuracy of caries detection with four storage phosphor systems and E-speed radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**. 2002; 31(3): 170-5.

Hospital Ramón y Cajal. **Índice Kappa con pesos**. Disponível em: URL: *http://www.hrc.es/bioest/errores_5.html* [2004 Mar 6].

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.

Kang BC, Goldsmith LJ, Farman AG. Observer differentiation of mechanical defects *versus* natural dental caries cavitations on monitor-displayed images with imaging plate readout. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. 1998; 86(5): 595-600.

Kodaka T, Debari K, Yamada M, Kuroiwa M. Correlation between microhardness and mineral content in sound human enamel (short communication). **Caries Res**. 1992; 26(2): 139-41.

Kravitz LH, Tyndall DA, Bagnell CP, Dove SB. Assessment of external root resorption using digital subtraction radiography. **J Endod**. 1992; 18(6): 275-84.

Larsen MJ, Bruun C. A química da cárie dentária e o flúor – mecanismos de ação. In: Thylstrup A, Fejerskov O. **Cariologia clínica**. 3.ed. São Paulo: Santos; 2001. p. 231-58.

Lenhard M, Mayer T, Pioch T, Eickholz P. A method to monitor dental demineralisation *in vitro*. **Caries Res**. 1996; 30(5): 326-33.

Ludlow JB, Abreu Jr M. Performance of film, desktop monitor and laptop displays in caries detection. **Dentomaxillofac Radiol**. 1999; 28(1): 26-30.

Ludlow JB, Abreu Jr M, Mol A. Performance of a new F-speed film for caries detection. **Dentomaxillofac Radiol**. 2001a; 30(2): 110-3.

Ludlow JB, Platin E, Mol, A. Characteristics of Kodak Insight, an F-speed intraoral film. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. 2001b; 91(1): 120-9.

Machiulskiene V, Nyvad B, Baelum V. A comparison of clinical and radiographic caries diagnoses in posterior teeth of 12-year-old lithuanian children. **Caries Res**. 1999; 33(5): 340-8.

Maggio JJ, Hausmann EM, Allen K, Potts TV. A model for dentinal caries progression by digital subtraction radiography. **J Prosthet Dent**. 1990; 64(6): 727-32.

Maltz M, Oliveira EF, Fontanella V, Bianchi R. A clinical, microbiologic, and radiographic study of deep caries lesions after incomplete caries removal. **Quintessence Int**. 2002; 33(2): 151-9.

Matsuda Y, Okano T, Igeta A, Seki K. Effects of exposure reduction on the accuracy of an intraoral photostimulable-phosphor imaging system in detecting incipient proximal caries. **Oral Radiol**. 1995; 11(1): 11-6.

McHenry K, Hausmann E, Wikesjö U, Dunford R, Lyon-Bottenfield E, Christersson L. Methodological aspects and quantitative adjuncts to computerized subtraction. **J Period Res**. 1987; 22 (2): 125-32.

Metz CE. Basic principles of ROC analysis. **Semin Nucl Med**. 1978; 8(4): 283-98.

Minah GE, Vandre RH, Talaksi R. Subtraction radiography of dentinal caries-like lesions induced *in vitro* by cariogenic bacteria. **Pediatr Dent**. 1998; 20(5): 345-9.

Møystad A, Svanaes DB, Risnes S, Larheim TA, Gröndahl HG. Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison of enhanced digital images with dental X-ray film. **Dentomaxillofac Radiol**. 1996; 25(4): 202-6.

Nair MK, Nair UP. An *in vitro* evaluation of Kodak Insight and Ektaspeed Plus film with a CMOS detector for natural proximal caries: ROC analysis. **Caries Res**. 2001; 35(5): 354-9.

Nielsen LL, Hoernoe M, Wenzel A. Radiographic detection of cavitation in approximal surfaces of primary teeth using a digital storage phosphor system and conventional film, and the relationship between cavitation and radiographic lesion depth: an *in vitro* study. **Int J Paediatr Dent**. 1996; 6(3): 167-72.

Nummikoski PV. Image analysis of intraoral radiographs. **Tex Dent J**. 2002; 119(5): 428-33.

Nummikoski PV, Martinez TS, Matteson SR, McDavid WD, Dove SB. Digital subtraction radiography in artificial recurrent caries detection. **Dentomaxillofac Radiol**. 1992; 21(2): 59-64.

Nunes CABCM. **O uso da subtração digital no monitoramento da remineralização de lesões de cárie nas superfícies proximais dos dentes posteriores** [Dissertação]. Goiânia (GO): FO/UFG; 2003.

Ohki M, Okano T, Nakamura T. Factors determining the diagnostic accuracy of digitized conventional intraoral radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**. 1994; 23(2): 77-82.

Ohki M, Okano T, Yamada N. A contrast-correction method for digital subtraction radiography. **J Periodontal Res**. 1988; 23(4): 277-80.

Oliveira, AEF. **Estudo comparativo das análises subjetiva e objetiva de quatro sistemas radiográficos digitais intrabucais** [Tese]. Piracicaba (SP): FOP/UNICAMP; 2001.

Parks ET, Williamson GF. Digital radiography: an overview. **J Contemp Dent Pract**. 2002; 3(4): 23-39.

Paurazas SB, Geist JR, Pink FE, Hoen MM, Steiman HR. Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging by using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. 2000; 89(3): 356-62.

Pine CM, ten Bosch JJ. Dynamics of and diagnostic methods for detecting small carious lesions. **Caries Res**. 1996; 30(6): 381-8.

Pitts NB. Monitoring of caries progression in permanent and primary posterior approximal enamel by bitewing radiography. A review. **Community Dent Oral Epidemiol**. 1983; 11(4): 228-35.

Price C. Sensitometric evaluation of a new F-speed dental radiographic film. **Dentomaxillofac Radiol**. 2001; 30(1): 29-34.

Price C, Ergül N. A comparison of a film-based and a direct digital dental radiographic system using a proximal caries model. **Dentomaxillofac Radiol**. 1997; 26(1): 45-52.

Razmus TF. Caries, periodontal disease, and periapical changes. **Dent Clin North Am**. 1994; 38(1): 13-31.

Reddy MS, Jeffcoat MK. Digital subtraction radiography. **Dent Clin North Am**. 1993; 37(4): 553-65.

Rudolph DJ, White SC, Mankovich NJ. Influence of geometric distortion and exposure parameters on sensitivity of digital subtraction radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1987; 64(5): 631-7.

Samarabandu J, Allen KM, Hausmann E, Acharya R. Algorithm for the automated alignment of radiographs for image subtraction. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1994; 77(1): 75-9.

Sanden E, Koob A, Hassfeld S, Staehle HJ, Eickholz P. Reliability of digital radiography of interproximal dental caries. **Am J Dent**. 2003; 16(3): 170-6.

Sarmento VA, Rubira IRF. Contribuição da imagem digitalizada para o diagnóstico de cáries proximais. **Rev Fac Odontol Univ Fed Bahia**. 2000; 20: 43-5.

Scaf G, Kantor ML, Walsh SJ. Effect of magnification on caries detection with RadioVisioGraphy (RVG) [abstract 1217]. **J Dent Res**. 1993; 72: 255.

Scaf G, Macedo ES, Loffredo LCM. Efeito da magnificação ótica da imagem radiográfica na detecção de cáries proximais. **Rev Odontol UNESP**. 1998; 27(2): 437-48.

Schmage P, Nergiz I, Pfeiffer P, Platzer U. Diagnostic accuracy of *in vitro* digital radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**. 1997; 26(5): 274-5.

Shaw L, Murray JJ. Inter-examiner and intra-examiner reproducibility in clinical and radiographic diagnosis. **Int Dent J**. 1975; 25(4): 280-8.

Shellis RP. Relationship between human enamel structure and the formation of caries-like lesions *in vitro*. **Archs Oral Biol**. 1984; 29(12): 975-81.

Shrout MK, Russell CM, Potter BJ, Powell BJ, Hildebolt CF. Digital enhancement of radiographs: can it improve caries diagnosis? **J Am Dent Assoc**. 1996; 127(4): 469-73.

Shwartz M, Gröndahl HG, Pliskin JS, Boffa J. A longitudinal analysis from bitewing radiographs of the rate of progression of approximal carious lesions through human dental enamel. **Archs Oral Biol**. 1984; 29(7): 529-36.

Sousa CJA. Controle da remoção da cárie dental através da subtração de imagem radiográfica computadorizada. **Rev ABO Nac**. 1997; 5(6): 313-6.

Svanaes DB, Møystad A, Risnes S, Larheim TA, Gröndahl HG. Intraoral storage phosphor radiography for approximal caries detection and effect of image magnification. Comparison with conventional radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. 1996; 82(1): 94-100.

Syriopoulos K, Sanderink GCH, 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.

Syriopoulos K, Velders XL, Sanderink GCH, van der Stelt PF. Sensitometric and clinical evaluation of a new F-speed dental X-ray film. **Dentomaxillofac Radiol**. 2001; 30(1): 40-4.

ten Cate JM. Remineralization of caries lesions extending into dentin. **J Dent Res**. 2001; 80(5): 1407-11.

Thunthy KH, Ireland EJ. A comparison of the visibility of caries on Kodak F-speed (Insight) and D-speed (Ultra-speed) films. **LDA J**. 2001; 60(2): 31-2.

Tosoni GM, Loffredo LCM, Tavano O, Scaf G, Capelozza ALA. Diagnostic quality of conventional and digital radiographic images of dental caries. **Rev Odontol UNESP**. 2001; 30(2): 277-90.

van der Stelt PF. Digital radiology: deficiencies, failures and other adventures. **Dentomaxillofac Radiol**. 1995; 24(2): 67-8.

van der Stelt PF. Principles of digital imaging. **Dent Clin North Am**. 2000; 44(2): 237-48.

van Rijkom HM, Verdonschot EH. Factors involved in validity measurements of diagnostic tests for approximal caries – a meta-analysis. **Caries Res**. 1995; 29(5): 364-70.

Verdonschot EH, Wenzel A, Bronkhorst EM. Applicability of Receiver Operating Characteristic (ROC) analysis on discrete caries depth ratings. **Community Dent Oral Epidemiol**. 1993a; 21(5): 269-72.

Verdonschot EH, Wenzel A, Bronkhorst EM. Assessment of diagnostic accuracy in caries detection: an analysis of two methods. **Community Dent Oral Epidemiol**. 1993b; 21(4): 203-8.

Versteeg KH, van der Stelt PF. Effect of logarithmic contrast enhancement on subtraction images. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. 1995; 80(4): 479-86.

Versteeg KH, Sanderink GCH, Velders XL, van Ginkel FC, van der Stelt PF. *In vivo* study of approximal caries depth on storage phosphor plate images compared with dental X-ray film. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. 1997; 84(2): 210-3.

Wakoh M, Kuroyanagi K. Digital imaging modalities for dental practice. **Bull Tokyo Dent Coll**. 2001; 42(1): 1-14.

Webber RL, Ruttimann UE, Groenhuis RAJ. Computer correction of projective distortions in dental radiographs. **J Dent Res**. 1984; 63(8): 1032-6.

Wenzel A. Current trends in radiographic caries imaging. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. 1995; 80(5): 527-39.

Wenzel A. Digital imaging for dental caries. **Dent Clin North Am**. 2000; 44(2): 319-38.

Wenzel A. Digital radiography and caries diagnosis. **Dentomaxillofac Radiol**. 1998; 27(1): 3-11.

Wenzel A, Halse A. Digital subtraction radiography after stannous fluoride treatment for occlusal caries diagnosis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1992; 74(6): 824-8.

Wenzel A, Hintze H. The choice of gold standard for evaluating tests for caries diagnosis. **Dentomaxillofac Radiol**. 1999a; 28(3): 132-6.

Wenzel A, Hintze H. Comparison of microscopy and radiography as gold standards in radiographic caries diagnosis. **Dentomaxillofac Radiol**. 1999b; 28(3): 182-5.

Wenzel A, Verdonschot EH. Some considerations in the evaluation of diagnostic tests in Dentistry. **Dentomaxillofac Radiol**. 1994; 23(4):179-82.

Wenzel A, Anthonisen PN, Juul MB. Reproducibility in the assessment of caries lesion behaviour: a comparison between conventional film and subtraction radiography. **Caries Res**. 2000; 34(3): 214-8.

Wenzel A, Borg E, Hintze H, Gröndahl HG. Accuracy of caries diagnosis in digital images from charge-coupled device and storage phosphor systems: an *in vitro* study. **Dentomaxillofac Radiol**. 1995; 24(4): 250-4.

Wenzel A, Pitts N, Verdonschot EH, Kalsbeek H. Developments in radiographic caries diagnosis. **J Dent**. 1993; 21(3): 131-40.

White SC, Yoon DC. Comparative performance of digital and conventional images for detecting proximal surface caries. **Dentomaxillofac Radiol**. 1997; 26(1): 32-8.

White DJ, Faller RV, Bowman WD. Demineralization and remineralization evaluation techniques – added considerations. **J Dent Res**. 1992; 71(Spec Iss): 929-33.

White SC, Yoon DC, Tetradis S. Digital radiography in dentistry: what it should do for you. **J Calif Dent Assoc**. 1999; 27(12): 942-52.

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA*

Asociación de la Sociedad Española de Hipertensión/Liga Española para la lucha contra la Hipertensión Arterial. **Medidas de concordancia para variables cualitativas**. Disponível em: URL: *http://www.seh-lelha.org/concor2.htm* [2004 Jan 14].

Bader JD, Shugars DA, Bonito AJ. A systematic review of the performance of methods for identifying carious lesions. **J Public Health Dent**. 2002; 62(4): 201-13.

Beck JR, Shultz EK. The use of relative operating characteristic (ROC) curves in test performance evaluation. **Arch Pathol Lab Med**. 1986; 110(1): 13-20.

Downer MC. Validation of methods used in dental caries diagnosis. **Int Dent J**. 1989; 39(4):241-6.

Ferreira RI, Arriaga ML, Campos PSF, Panella J. Radiografia de subtração digital. **RPG Rev Pós Grad**. 1999; 6(3): 249-52.

Gröndahl HG. Decision strategies in radiographic caries diagnosis. **Swed Dent J**. 1979a; 3(5): 173-80.

Kappa coefficients. Disponível em: URL: *http://ourworld.compuserve.com/homepages/jsuebersax/kappa.htm* [2004 Apr 15].

Statistical methods for rater agreement. Disponível em: URL: *http://ourworld.compuserve.com/homepages/jsuebersax/agree.htm* [2004 Apr 15].

Thylstrup A, Fejerskov O. Características clínicas e patológicas da cárie dentária. In: Thylstrup A, Fejerskov O. **Cariologia clínica**. 3.ed. São Paulo: Santos; 2001. p. 111-58.

*** De acordo com a norma utilizada na FOP/UNICAMP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o MEDLINE.**

Wenzel A. Sensor noise in direct digital imaging (the RadioVisioGraphy, Sens-A-Ray, and Visualix/Vixa systems) evaluated by subtraction radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. 1994; 77(1): 70-4.

Zárate-Pereira P, Oda M. Diagnóstico de cárie dentária: considerações comparativas entre métodos. **RPG Rev Pós Grad**. 2000; 7(2): 178-83.

ANEXO

UNICAMP

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "Avaliação comparativa entre o filme radiográfico tipo F e três sistemas digitais diretos utilizados na técnica de subtração, para o estudo da progressão de cáries dentárias", sob o protocolo nº **112/2001**, da Pesquisador ***Rívea Inês Ferreira***, sob a responsabilidade do Prof. Dr. **Francisco Haiter Neto**,está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – FOP.

Piracicaba, 07 de fevereiro de 2002

We certify that the research project with title "Comparative study between F-speed film and three direct digital radiographic systems performance for subtraction images acquisition in the assessment of caries progression", protocol nº **112/2001,** by Researcher ***Rívea Inês Ferreira***, responsibility by Prof. Dr. **Francisco Haiter Neto**, is in agreement with the Resolution 196/96 from National Committee of Health/Health Department (BR) and was approved by the Ethical Committee in Resarch at the Piracicaba Dentistry School/UNICAMP (State University of Campinas).

Piracicaba, SP, Brazil, February 07 2002

p/ *Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen*
Secretário
CEP/FOP/UNICAMP

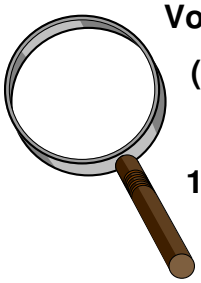
Prof. Dr. Antonio Bento Alves de Moraes
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP

ANEXO_____

APÊNDICE

INSTRUÇÕES

Atenção!



Você iniciará a interpretação das imagens obtidas com (identificação da modalidade). Por favor, lembre-se de que:

1. **Esta pesquisa tem por objetivo verificar a acurácia para a detecção de lesões iniciais de cárie, nas faces proximais de dentes extraídos, com diferentes modalidades de aquisição de imagem;**
2. **Interprete os pares de radiografias, por exemplo 47a e 47b. Observe atentamente a camada de esmalte nas faces proximais da imagem b, compare com a imagem a, e, para cada face proximal da imagem b, marque uma nota no espaço retangular correspondente. O brilho e o contraste das imagens digitais e digitalizadas poderão ser ajustados, visando a melhorar o diagnóstico. Caracterize as faces proximais de acordo com a seguinte escala:**

1- CÁRIE DEFINITIVAMENTE AUSENTE
2- CÁRIE PROVAVELMENTE AUSENTE
3- INCERTEZA
4- CÁRIE PROVAVELMENTE PRESENTE
5- CÁRIE DEFINITIVAMENTE PRESENTE

Exemplo:

47b

2	**5**

APÊNDICE_____

Gabarito

1b	2b	3b	4b	5b	6b	7b	8b	9b	10b

11b	12b	13b	14b	15b	16b	17b	18b	19b	20b

21b	22b	23b	24b	25b

EXAMINADOR 1

APÊNDICE_____

Gabarito

26b	27b	28b	29b	30b	31b	32b	33b	34b	35b

36b	37b	38b	40b	41b	42b	43b	44b	45b	46b

48b	49b	50b	52b	53b