

GUSTAVO NOGARA DOTTO

**SUBTRAÇÃO DIGITAL RADIOGRÁFICA: identificação
precoce de perdas minerais em esmalte**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo curso de Pós-Graduação em BIOPATOLOGIA BUCAL, Área de concentração em Radiologia Odontológica.

GUSTAVO NOGARA DOTTO

**SUBTRAÇÃO DIGITAL RADIOGRÁFICA: identificação
precoce de perdas minerais em esmalte**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo curso de Pós-Graduação em BIOPATOLOGIA BUCAL, Área de Concentração em Radiologia Odontológica.

Orientador: Prof. Titular Luiz César de Moraes

São José dos Campos
2003

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

BELLINI, A.B.; SILVA, E.A. **Manual para elaboração de monografias:** estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP, 2002. 82p.

DOTTO, G.N. **Subtração digital radiográfica:** identificação precoce de perdas minerais em esmalte. 2003. 139f. Dissertação (Mestrado no Programa de Biopatologia Bucal Área de Concentração em Radiologia Odontológica) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2003.

DEDICATÓRIA

Deus é amor, sem Ele não existe nada, devo a Ele a graça de estar vivo.

"A vida é uma escuridão, exceto quando há impulso.

E todo impulso é cego, exceto quando há saber.

E todo saber é vão, exceto quando há trabalho.

E todo trabalho é vazio, exceto quando há amor..."

Gibran Khalil-Gibran (1883-1931)

Minha mulher Patrícia, tu és minha maior conquista, minha amada, amiga e companheira. Quando me vejo no fundo desses teus olhos verdes enamorados, tenho certeza de que os males do mundo são pelo mundo inventados.

"Pela luz dos olhos teus

Eu acho meu amor que só se pode achar

Que a luz dos olhos meus precisa se casar"

Tom Jobim (1927-1994)

Meus queridos pais Irma e Sydney,

Meu porto seguro após tantas jornadas. Em vocês, sempre encontrei o apoio e o carinho necessários para seguir em frente. Se hoje estou aqui, vocês estão aqui comigo, porque sou antes de qualquer coisa, um pedacinho de vocês.

*“O mais importante na vida não é saber onde estás,
mas sim para onde vais.”*

Johann Wolfgang Goethe (1749-1832)

Meus queridos irmãos Nádia, Nara e Sidney Ricardo, meus sobrinhos Juliane, Gabriel, Lucas e Giana, meus cunhados Nelmo, James, Ângelo e Mariane, meus sogros Yara e Alfredo.

Vocês são minha família, e para qualquer homem a família é o bem mais importante.

*“O entusiasmo é um sentimento gerador de força que ajuda
muito a superar os obstáculos.”*

Antônio Balsalobre Leiva

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Professor Titular Luiz César de Moraes;

Orientador amigo, exemplo de respeito e conduta. Tu foste um companheiro das horas de festa e também de dificuldades aconselhando e ajudando a resolver as mais variadas situações. De ti vou levar para toda minha vida uma bonita recordação e a vontade de nos reencontrarmos sempre que for possível.

*“A vida é uma pedra de amolar; ela vos desgasta ou afia,
conforme o metal de que sois feitos.”*

George Bernard Shaw (1856-1950)

AGRADECIMENTOS

Professor Titular Edmundo Médici Filho;

Um artista e profundo conhecedor da Disciplina de Radiologia Odontológica. Muito obrigado pela oportunidade de poder ter-te conhecido, sugar um pouco de teu conhecimento.

“Quando atingires a grandeza de um sábio, procura reduzir-te às proporções de um santo.”

Aristides Ávila

Professor Doutor Júlio Cezar de Melo Castilho;

Tu me recebeste naquele Fevereiro de 2001 e me abriu as portas da Disciplina de Radiologia. Por isso e também por saber o quanto lutou para defender a existência desse Curso de Pós-Graduação serei eternamente grato.

“Todo trabalho traz em si sua misericordiosa recompensa.”

C. van Lebergue

Professora Doutora Mari Eli Leonelli de Moraes;

Muito obrigado pelo seu carinho para comigo e minha esposa durante esses 24 meses, abrindo as portas de tua casa e trazendo-nos ao convívio de tua família.

“Em um mundo que se faz deserto, temos sede de encontrar amigos.”

Antoine-Marie-Roger de Saint Exupéry (1900-1944)

Professora Doutora Maria Aparecida Costa e Graziosi;

Agora já aposentada, espero que estejas curtindo mais essa fase da vida, deixo a ti meu muito obrigado pelos meses de convívio.

Professor Assistente Ivan Balducci;

Responsável pela estatística da maior parte dos trabalhos realizados nessa Faculdade. Sempre prestativo e disposto a ajudar a todos não deixando ninguém estatisticamente desamparado, a ti meus sinceros agradecimentos.

“As almas grandes têm muito em conta as coisas pequenas.”

Josemaría Escrivá (1902-1975)

À CAPES e também as Instituições: Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – onde encerro meu Mestrado e a Universidade Federal de Santa Maria – Curso de Odontologia – onde realizei a graduação; meu muito obrigado pela acolhida e pelo ensino gratuito. Não fossem essas “oportunidades” não teria possibilidade de chegar onde estou hoje.

“A cultura não é um substituto para a vida mas a chave para ela.”

William Hurrell Mallock (1849-1923)

Aos Professores Nilza Pereira da Costa e Israel Chilvarquer; por terem aceitado participar da Banca Examinadora desse trabalho. Sua presença, certamente abrilhantou esse momento.

“Investir em conhecimentos rende sempre os melhores juros.”

Benjamin Franklin (1706-1790)

Aos colegas e amigos;

Elaine Beda, Gabriela, Márcia, Marcos, Elaine Félix, Sandra, Aline, Cleber, Lawrenne, Luis Roberto, Luis Roque e Wilton, nossa convivência possibilitou a concretização de um dos mais importantes objetivos da Pós-Graduação, que é a troca de experiências e a busca mútua pelo conhecimento científico embasado na ética e humanidade.

Às funcionárias Dona Madalena, Eliane, Desyrre e Conceição;
Muito obrigado pela paciência, compreensão e disponibilidade dispensadas a mim nesses 24 meses. Seu serviço foi fundamental para a minha caminhada nesse Curso.

“O maior amigo da verdade é o tempo; o seu maior inimigo é o preconceito; a sua constante companheira a humildade.”

Arthur Colton (1868-1943)

À bibliotecária Ângela de Brito Belinni;
pela dedicação e presteza na revisão desse trabalho, e também a equipe da biblioteca: Maria das Dores, Neide, Silvana, Goretti, Sônia, Ana Lúcia, Renata e Rosa, sempre solícitas ao prestar informações e esclarecimentos.

Ao casal Elisabeth e José Antônio Pereira Salgado;
Suas pertinentes considerações agilizaram e também facilitaram muito a execução das fases de preparo e análise da amostra utilizada nesse trabalho. Meus sinceros agradecimentos.

À Dalcy Roberto dos Santos;
Pelo acesso as dependências do IAE/CTA no momento da utilização do MEV, e também pelo auxílio na utilização desse aparelho. Meu sincero muito obrigado.

Aos funcionários do STI André e Luciano e também aos estagiários André, Fernando e Verther pelo socorro na área de informática, fundamental para o andamento desse trabalho.

Às secretárias da Pós-Graduação Rosemary, Erena e Cida;
Pela atenção a mim dispensada desde o momento da inscrição para o prova do Mestrado, até a sua conclusão.

À amiga Inez, e aos Professores Aldari, João Carlos, Warley, Antônio Braulino, Horácio, Simone, Fernando Vagner, Marcelo Araújo e Maria Nadir pelo apoio nas fases de Exame de Qualificação, e preparação da amostra para o experimental.

A todos os professores do Programa de Pós-Graduação em Biopatologia Bucal do qual a Radiologia é Área de Concentração, especialmente a Professora Livre Docente Yasmim Rodarte Carvalho, coordenadora do programa. Agradeço pelo acesso ao espaço físico e materiais do laboratório de Patologia na fase de preparo da amostra.

Aos pacientes;

Um agradecimento todo especial a essas pessoas que buscando um atendimento de menor custo, se entregam em nossas mãos confiando em nosso pequeno conhecimento e grande insegurança. Sem esses anônimos magníficos nossa busca técnica e científica seria impossível. Espero ter atendido a todos com o respeito e consideração com que trato minha família e meus amigos, e nunca ter esquecido da ética e humanidade, bases para nossa profissão.

*“É um grande dom de Deus
ter um bom caráter,
ter um bom coração.”*

São Leonardo Murialdo (1828-1900)

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	13
LISTA DE TABELAS.....	17
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	19
RESUMO	21
1 INTRODUÇÃO	22
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	25
2.1 Formação da lesão de mancha branca	25
2.2 Utilização do ácido clorídrico no esmalte	26
2.3 Diagnóstico radiográfico de cárie	28
2.4 Radiografia digital	30
2.5 Estudos avaliando a densidade óptica.....	41
2.6 Técnica de subtração digital radiográfica	44
2.6.1 Histórico.....	44
2.6.2 Termos utilizados em subtração digital de imagens radiográficas	49
2.6.3 Estudos utilizando a técnica de subtração digital radiográfica.....	54
3 PROPOSIÇÃO.....	73
4 MATERIAL E MÉTODO.....	74
4.1 Material	74
4.2 Método	76
4.2.1 Preparação e inclusão dos dentes.....	77
4.2.2 Simulador de tecidos moles.....	78

4.2.3 Proteção dos dentes e delimitação da área para ataque ácido	79
4.2.4 Sequência de aplicação do ácido e radiografias	80
4.2.5 Radiografias digitais diretas	83
4.2.6 Tratamento das imagens	84
4.2.7 Técnica de subtração digital radiográfica	88
4.2.8 Avaliação das imagens	89
4.2.9 Análise estatística.....	90
5 RESULTADOS.....	93
5.1 Análise dos diferentes valores de exposição aos raios X e do uso de simulador para tecidos moles.....	93
5.2 Análise da progressão da perda mineral em esmalte proximal	101
6 DISCUSSÃO.....	111
6.1 Discussão da metodologia.....	111
6.2 Discussão dos resultados	116
7 CONCLUSÃO.....	124
8 REFERÊNCIAS	125
ANEXO.....	139
ABSTRACT	138

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1 – Sistema radiográfico Visualix Gx-S HDI: a) dispositivo intermediário (*IME – Intermédia Eletronicamente*); b) ligação do sensor CCD ao dispositivo intermediário; c) vista ampliada da face posterior; d) vista ampliada face de exposição do sensor..... 76
- FIGURA 2 – Preparo e inclusão dos dentes: a) remoção de possíveis retenções (dilaceração) antes de incluir no gesso; b) aplainamento das irregularidades de raiz; c) recipiente de vidro de vidro que serviu de forma para padronização dos blocos de inclusão; d) blocos de inclusão..... 78
- FIGURA 3 – Proteção dos dentes e área para ataque ácido: a) colagem do cone em face proximal; b) proteção do dente com esmalte para unhas; c) remoção do cone de borracha; d) área circular de esmalte exposto onde irá agir o ácido..... 80
- FIGURA 4 – Seqüência de análise MEV: a) microscopia eletrônica de varredura (aumento x200) mostrando superfície de esmalte hígida; b) após 2 minutos aplicação do ácido; c) 3.5 minutos; d) 5 minutos..... 82

FIGURA 5 – Técnica radiográfica: a) esquema ilustrando a base de gesso pedra acomodada sobre o posicionador de Rinn estando esse fixo a uma base de gesso comum em vista lateral; b) vista superior; c) detalhe mostrando o sensor encaixado no posicionador; d) fixo ao sensor a escala de alumínio.....	84
FIGURA 6 – Manuseio das imagens no programa Image Tool: a) imagem da dupla de dentes na tela do programa Image Tool; b) padronização do contraste entre as radiografias utilizando o histograma na imagem da escala de alumínio; c,d) seleção das ROI medindo 1200 X 800 pixels de altura e largura, respectivamente.....	85
FIGURA 7 – Radiografias digitais: a) imagem original; b) ROI para subtração.....	86
FIGURA 8 – Radiografias digitais para o tempo de aplicação ácida de 2 min: a) radiografia inicial; b) radiografia final; c) radiografia subtraída.....	86
FIGURA 9 – Radiografias digitais para o tempo de aplicação ácida de 3,5 minutos: a) radiografia inicial; b) radiografia final; c) imagem subtraída.....	87
FIGURA 10 – Radiografias digitais para o tempo de aplicação ácida de 5 min: a) inicial; b) radiografia final; c) imagem subtraída.....	87

FIGURA 11 –	Manuseio das imagens subtraídas no programa Image Tool: a) marcação dos pontos para obter os valores dos níveis de cinza que foram utilizados na análise estatística, detalhe da marcação em região com perda mineral; b) marcação dos pontos em região sadia.....	89
FIGURA 12 –	Análise dos valores de densidade óptica nas imagens originais: a) marcação dos pontos na imagem original; b) utilização da imagem subtraída como referência.....	90
FIGURA 13 –	Média e desvio padrão dos dados (níveis de cinza) para as imagens radiográficas originais iniciais e finais, levando em consideração os valores de exposição aos raios X de 0,025; 0,050 e 0,100s. As colunas mostram a distribuição destes dados na presença e ausência de simulador para tecidos moles.....	94
FIGURA 14 –	Gráfico das médias para a interação entre os dados dos níveis de cinza nas imagens radiográficas para valores de exposição aos raios X e uso de simulador para tecidos moles. O valor de $p=0,00$ foi significativo para a interação.....	97
FIGURA 15 –	Média e desvio padrão dos dados (níveis de cinza) nas imagens subtraídas, para os valores de exposição aos raios X e presença ou ausência da interposição do simulador para tecidos moles.....	98

FIGURA 16 – Gráfico de médias para interação dos dados de exposição aos raios X e presença de simulador para tecidos moles nas imagens subtraídas. O valor de $p=0,83$ não foi significativo para interação.	100
FIGURA 17 – Média e DP para os dados de distribuição dos níveis de cinza nas ROI das imagens radiográficas originais, considerando os diferentes tempos de aplicação do ácido em esmalte proximal.....	101
FIGURA 18 – Gráfico de médias para os dados de interação entre os tempos de aplicação do ácido em esmalte proximal e os valores de exposição aos raios X. O resultado da interação é um $p=0,87$ não significativo.....	104
FIGURA 19 – Média e desvio padrão para os dados (níveis de cinza), nas ROI das imagens subtraídas, referentes aos tempos de aplicação do ácido clorídrico a 18% em esmalte proximal.....	105
FIGURA 20 – Gráfico de médias para os dados da interação nas imagens subtraídas, entre os três tempos de aplicação do ácido em esmalte proximal e os três valores de exposição aos raios X.....	108

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Estatística descritiva dos dados para os diferentes valores de exposição aos raios X.....	94
Tabela 2 – Estatística descritiva básica para os dados da distribuição dos níveis de cinza nas imagens radiográficas originais considerando o uso de simulador.....	95
Tabela 3 – ANOVA para os dados dos diferentes valores de exposição aos raios X e presença do simulador para tecidos moles.....	96
Tabela 4 – Teste Tukey HSD para os diferentes valores de exposição aos raios X e presença do simulador para tecidos moles.....	96
Tabela 5 – Estatística descritiva dos dados obtidos para a distribuição dos níveis de cinza nas imagens subtraídas considerando os valores de exposição aos raios X.....	99
Tabela 6 – Estatística descritiva básica dos dados para a distribuição dos níveis de cinza nas imagens subtraídas considerando a presença de simulador para tecidos moles.....	99

Tabela 7 – ANOVA para os dados de valores de exposição aos raios X e uso do simulador para tecidos moles nas imagens subtraídas.....	100
Tabela 8 – Média e desvio padrão para os dados da distribuição dos níveis de cinza considerando os tempos de aplicação do ácido em esmalte proximal.....	102
Tabela 9 – ANOVA para os dados de valores de exposição aos raios X e tempos de aplicação ácida em esmalte proximal dos pré-molares.....	102
Tabela 10 – Tukey HSD para os dados referentes ao fator interação tempo exposição aos raios X e tempos de aplicação ácida nas imagens radiográficas originais.....	103
Tabela 11 – Estatística descritiva básica para a distribuição dos níveis de cinza na imagem subtraída considerando os três tempos de aplicação do ácido em esmalte proximal.....	105
Tabela 12 – ANOVA para os dados de valores de exposição aos raios X e tempos de aplicação do ácido em esmalte proximal, para as imagens subtraídas.....	106
Tabela 13 – Tukey HSD para os dados referentes ao fator interação tempo exposição aos raios X e tempos de aplicação do ácido em esmalte.....	107

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA –	Analysis of Variance
ATM –	Articulação temporo-mandibular
BMP –	Bitmaps do Windows
BWI –	Black and White image
CCD –	Charge Coupled Device
CDR –	Computed dental radiography
CEP –	Comitê de Ética em Pesquisa
CMOS-AP –	Complementary Metal Oxide Semicondutor – Active Pixel
DDI –	Direct dental imaging
DP –	Desvio Padrão
DSA –	Digital Subtraction Angiography
DSR –	Digital Subtraction Radiography
FOSJC –	Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
HA –	Hidroxiapatita
HCl –	Ácido clorídrico
HDI –	High Definition Image
HSD –	Honest significance difference
IL –	Illinois
IME –	Intermídia Eletronicallly
Inc. –	Incorporation
JCE –	Junção cimento-esmalte
JPEG –	Joint Photographic Experts Group
LUT –	Look Up Table
MD –	Média
MEV –	Microscopia eletrônica de varredura

OK –	Oklahoma
OMS –	Organização Mundial da Saúde
PB –	Preto e branco
pixel –	Picture element
PSP –	Phosphor Sensor Plaque
ROC –	Receiver Operating Characteristic
ROI –	Region of Interest
RVG –	Radiovisiography
SNR –	Signal to noise ratio
TACT –	Tuned Aperture Computed Tomography
TIFF –	Tagged Interchange Format File
UNESP -	Universidade Estadual Paulista “Júlio Mesquita Filho”
USA –	United States of America
UTHSCSA –	University of Texas Health Sciences Center at San Antonio
VIP –	Veratile Intraoral Positioner
1D –	Uma dimensão
2D –	Duas dimensões
3D –	Terceira dimensão
GHz –	Giga hertz
KV –	Quilovoltagem
kVp –	Quilovoltagem / pico
Lp/mm –	Pares de linha por milímetro
mA –	Miliampere
mAs –	miliamperes segundo
MHz –	Mega hertz
ml –	mililitros
Mm/Eq/Al –	Milímetros equivalente alumínio

DOTTO, G.N. **Subtração digital radiográfica:** identificação precoce de perdas minerais em esmalte. 2003. 139f. Dissertação (Mestrado no Programa de Biopatologia Bucal Área de Concentração em Radiologia Odontológica) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2003.

RESUMO

Neste estudo *in vitro*, avaliou-se a progressão da perda mineral causada pela aplicação de ácido clorídrico a 18% em esmalte proximal de dentes pré-molares humanos, utilizando imagens radiográficas digitais diretas e também a técnica de subtração digital de imagens, por meio da comparação dos valores de densidade óptica nas ROI antes e após aplicação ácida. Foram utilizados um aparelho radiográfico Gendex DC765 e o sistema Visualix Gx-S HDI para radiografia digital direta. Os resultados foram obtidos utilizando três tempos de exposição aos raios X (0.025, 0.050, 0.100s) com e sem a interposição de um simulador para tecidos moles. Variação no tempo de exposição aos raios X e uso de simulador tem influência sobre os valores de densidade óptica das imagens originais ($p=0,00$), o mesmo não ocorrendo para as imagens subtraídas. Os valores de densidade óptica também diferiram entre as ROI com e sem aplicação ácida ($p=0,00$) em ambas imagens originais e subtraídas. A variação na densidade óptica das ROI possibilitou avaliar a progressão da perda mineral em esmalte proximal, tanto nas imagens originais quanto nas subtraídas; a técnica de subtração digital da imagem radiográfica permitiu a visualização da progressão da perda mineral em esmalte proximal.

PALAVRAS CHAVE: Técnica de subtração; radiografia dentária digital; cárie dentária; intensificação de imagem radiográfica; radiografia.

1 INTRODUÇÃO

Durante os últimos cem anos, a utilização crescente das radiações X em Medicina e Odontologia tem-se consagrado como uma ferramenta essencial para o diagnóstico e tratamento. Os benefícios obtidos quando da realização de radiografias, justificam e valem os riscos que esse tipo de radiação possa representar, desde que sejam respeitadas as corretas indicações para cada exame.

A radiografia é um método para diagnóstico complementar muito útil para o exame de tecidos duros, entre eles, o esmalte. Por meio desse exame podem-se avaliar regiões dentárias inacessíveis clinicamente, diagnosticar lesões ou cavitações tanto nas faces proximais quanto na oclusal, avaliar a longo prazo, a progressão de uma lesão ou ainda a eficácia do tratamento e também fornecer documentação definitiva do estado de determinada estrutura em determinado momento.

O esmalte é a estrutura que reveste a coroa dentária e é também o tecido mineralizado mais duro do organismo humano. Seu peso é representado por 95% de minerais e 5% de água e matriz orgânica. Em volume essa relação fica na ordem de 86% de minerais, 2% de material orgânico e 12% de água. Sua superfície resiste a grandes agressões mecânicas devidas exatamente a essa elevada concentração mineral e também a sua estrutura cristalina (THYLSTRUP & FEJERSKOV^{93,94}, 1995).

A perda mineral dentro dos tecidos duros do dente ou em sua superfície, cria as condições ideais para sua detecção radiográfica. As diferenças no contraste radiográfico resultante da quantidade de fótons que ultrapassam os tecidos dentários nos permitem avaliar a ausência ou

então normalidade na continuidade tecidual em esmalte e dentina (ALVARES & TAVANO¹, 1990; FREITAS & FREITAS²⁶, 1994; PASLER & VISSER⁶⁹, 2001). Porém, apenas a análise subjetiva da imagem radiográfica não é o suficiente para o diagnóstico de lesões iniciais em esmalte, o mesmo valendo para o tecido ósseo.

É preciso avaliar quantitativamente a imagem, por meio de recursos digitais que permitam a análise numérica da mesma. Por isso que, na segunda metade dos anos 80 surgiram os primeiros sistemas de radiografia digital. A energia utilizada para a obtenção da imagem é a mesma, os raios X, mas o modo de captação é feito substituindo-se o filme e seu processamento por sensores e um computador.

O sensor converte a informação recebida em dados digitais, os quais são armazenados no computador. Desse modo, as informações são decodificadas de uma forma analógica para digital binária e como resultado há a obtenção da imagem radiográfica exposta no monitor do computador, com possibilidades de alterá-la por meio de técnicas de manipulação de imagens e arquivá-la para posterior comparação.

A técnica de subtração digital de imagens radiográficas permite visualizar alterações entre duas imagens, insuficientes para serem vistas pelo olho humano (REDDY & JEFFCOAT⁷², 1993). A subtração digital também reduz os erros inerentes a técnica de subtração fotográfica da imagem, minimizando ou ainda eliminando as diferenças relevantes produzidas pela não linearidade do filme, fatores de exposição e variações no processamento. As investigações com o uso do computador e digitalização de radiografias, em Medicina, começaram nos anos 60, porém, o primeiro sistema disponível comercialmente para subtração digital de imagens radiográficas surgiu nos anos 70 para uso em angiografias.

A subtração pode ser muito útil clinicamente para monitorar o reparo ósseo de lesões periapicais após o tratamento

endodôntico, avaliar a longo prazo as lesões chamadas de cicatrizes periapicais ou escaras, monitorar a progressão ou reparo na doença periodontal e também para avaliar a progressão de perdas minerais por cárie dentária. É possível detectar mínimas alterações, não visíveis pelo olho humano na radiografia convencional.

A técnica de subtração digital radiográfica é uma ferramenta de pesquisa sensível para todos os estudos relacionados a perda ou ganho de estruturas minerais em ossos e dentes. Utilizando a densitometria como padrão ouro, já ficou comprovado que a técnica de subtração digital pode mostrar alterações na densidade mineral na ordem de 5%, muito abaixo dos 30-50%, necessários para visualização na radiografia.

O componente mais crítico de um sistema de subtração digital radiográfica é a reprodutibilidade da geometria de relação entre objeto, filme e fonte de raios X. É muito difícil conseguir essa perfeita geometria com os aparelhos radiográficos intrabuciais mesmo com o uso de posicionadores para filme. Uma vez que exista reprodutibilidade geométrica entre duas radiografias, só o que se precisa é de um programa compatível.

Então, fica claro que para se realizar a técnica de subtração radiográfica digital é necessário um programa especializado e radiografias idênticas, porém executadas em tempos diferentes. O computador sobrepõe as duas imagens e subtrai pixel por pixel formando uma terceira imagem aonde temos um valor de cinza neutro para os locais sem alteração e valores mais próximos ao 0(preto) ou 255(branco), dependendo da ordem de sobreposição das imagens, na região onde ocorreu modificação, sendo essa a maior vantagem da técnica de subtração, ou seja, delimitação de pequenas alterações ainda não perceptíveis na análise subjetiva.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Formação da lesão de mancha branca

Existem dois tipos de lesões que podem se desenvolver no esmalte a partir da sua dissolução: a) a cárie, que é o resultado da dissolução química dos tecidos do dente provocada por produtos da degradação bacteriana, ou seja, ácidos provenientes do consumo de açúcar com baixo peso molecular, ou então, b) a erosão que é a dissolução química da substância do dente causada por outros agentes, sendo que a acidez remove camada após camada da superfície não existindo desmineralização da subsuperfície da lesão (NEWBRUM⁶⁵, 1988).

A sacarose metabolizada na placa é transformada pelas bactérias em ácidos e polímeros. Para ambos, o mecanismo da lesão cariiosa significa a solubilização mineral por ácido, ou seja, o ácido que é produzido pelas bactérias habitantes da placa bacteriana sobre a superfície dentária. Então quando os mecanismos homeostáticos da saliva e do dente são sobrepujados por uma produção elevada de íons hidrogênio, ocorre perda líquida de mineral no dente, progredindo com o tempo para o estágio de cavidade (LOESCHE⁵³, 1993).

A Organização Mundial da Saúde (OMS) considera a cárie dentária a doença bucal de maior prevalência. Esses autores estudaram a remineralização de lesões brancas de esmalte e relatam que essa é a lesão inicial de cárie dentária, ou seja, é uma desmineralização superficial que pode ter como consequência a cavitação. A camada

superficial do esmalte perde íons e assume aspecto fosco e branco. Se houver a colonização bacteriana na mancha branca ocorrerá a formação de cavidade (D'ANDREIA et al.¹², 1995).

A fermentação de carboidratos (CH) tem como consequência a formação do ácido láctico, o qual está envolvido na desmineralização dos dentes. A estrutura do esmalte consiste de cristais de hidroxiapatita (HA) firmemente unidos, porém quando o ácido remove mineral do cristal, esse encolhe e com isso ampliam-se os espaços entre os mesmos. Por esse motivo o esmalte desmineralizado é mais poroso, sendo as variações na porosidade um indicativo de alterações no conteúdo mineral (THYLSTRUP & FEJERSKOV^{93,94}, 1995).

2.2 Utilização do ácido clorídrico no esmalte

Lovadino et al.⁵⁴ (1989) avaliaram a remoção de manchas de esmalte dentário usando o ácido clorídrico por microabrasão, e relatam que o início da utilização da microabrasão com pedra pomes associada ao ácido clorídrico a 18% ocorreu em 1986.

Sunfeld et al.⁹⁰ (1990) relataram que utilizando 3 a 15 aplicações de 5 segundos, com ácido clorídrico a 18%, removeu-se entre 25 a 140µm (em aumento de 32X, microscópio óptico). Em média 10 aplicações de 5 segundos removem 100µm de esmalte, porém ainda sobra uma espessura de esmalte de aproximadamente 1200µm protegendo a dentina.

Mondelli et al.⁶² (1995) citam que o ácido clorídrico dá melhores resultados, porém é forte e agressivo sendo necessário um menor número de sessões clínicas.

Kendell⁴⁵ (1989), citado por Soviero et al.⁸⁸, 1997 observou que após cinco aplicações de 5 segundos de ácido clorídrico a 18% perde-se em torno de 36 a 62µm de esmalte. Também Tong et al., 1993, citado por Soviero et al.⁸⁸, 1997 relataram que após dez aplicações de 5 segundos, desse mesmo ácido, ocorre perda de 160 +/- 33µm de espessura de esmalte.

McInnes⁶⁰ (1966), citado por Sebben et al.⁸², 1997 combinava ácido clorídrico e peróxido de hidrogênio para remover mancha de fluorose, na forma de uma solução com cinco partes de água oxigenada a 30%, cinco partes de ácido clorídrico a 36% e uma parte de éter anestésico, aplicando com cotonete sobre o dente, por um tempo de 15 a 30 minutos, lavava com água e neutraliza com pasta de bicarbonato de sódio.

O ácido pode afetar a superfície do esmalte de duas maneiras distintas. Na primeira, uma camada superficial é removida pelo ácido e dessa forma os cristalininos da superfície também são removidos. A segunda maneira ocorre após a remoção da camada superficial onde o esmalte remanescente apresenta-se poroso, facilitando a adesão de materiais restauradores resinosos (NAGEM FILHO et al.⁶³, 2001).

Napoleone et al.⁶⁴ (2001) fizeram uma avaliação da rugosidade do esmalte dentário após microabrasão aplicando ácido clorídrico em concentrações de 18% e 9%, seguida de diferentes métodos de polimento. As áreas que não seriam abrasionadas foram protegidas com esmalte de unha e a amostra dividida em dois grupos de 30 elementos. Nos resultados, cita-se que a utilização do ácido em concentração de 18% provocou maior irregularidade na superfície do esmalte. Os autores qualificaram a avaliação por microscopia eletrônica de varredura (MEV) como um método eficiente para avaliar a rugosidade superficial do esmalte.

2.3 Diagnóstico radiográfico de cárie

O diagnóstico precoce da cárie é importantíssimo para a conservação dos dentes, e a radiografia tem grande valor especialmente para cáries proximais. O aspecto radiolúcido da lesão cariosa deve-se a desmineralização do tecido duro dentário, reforçado pela perda de substância. Imagens radiolúcidas quando presentes na porção coronária dos dentes, podem representar a existência de um processo de cárie. As imagens radiolúcidas que representam as cáries interproximais poderão ser perfeitamente visualizadas por meio da radiografia interproximal (ALVARES & TAVANO¹, 1990; FREITAS & FREITAS²⁶, 1994).

A detecção de cárie profunda em dentina, sem cavitação clinicamente visível, obteve maior especificidade utilizando filme radiográfico, todavia o exame por inspeção visual mostrou-se com maior sensibilidade. A radiografia digital, por outro lado, possibilitou a detecção de mais de 70% das lesões profundas, isso com baixo índice de resultados falso-positivos (WENZEL & SEWERIN¹⁰⁸, 1991).

Lesões superficialmente mais extensas aparecem melhor na radiografia do que lesões menos extensas, mesmo que essa última seja mais profunda. A maioria das lesões de cárie proximal está localizada no centro, em direção vestibulo-lingual e logo abaixo do ponto de contato (GRÖNDAHL³⁰, 1992).

As lesões de cárie proximal progridem lentamente, sendo que, em pré-molares e molares a lesão leva em torno de quatro anos para atravessar o esmalte. A progressão da cárie proximal somente pode ser determinada por meio de radiografias mesmo que essas subestimem o grau de penetração, elas são adequadas para quantificar o grau da penetração com o decorrer do tempo. A qualidade da radiografia é decisiva para determinar a presença de lesão e sua progressão com o

decorrer do tempo, porém os primeiros estágios das lesões de cárie não podem ser observados (GRÖNDAHL³⁰, 1992).

É muito difícil monitorar a doença e tratamento quando as alterações no decorrer do tempo são mínimas, sendo necessário cuidado na padronização da projeção radiográfica e também na padronização de densidade e contraste, sendo que a utilização dos sistemas digitais facilita essa padronização (GRÖNDAHL³⁰, 1992).

A radiografia torna possível visualizar partes do dente inacessíveis por outros métodos. Encontra-se um número maior de lesões proximais, associando a radiografia ao exame clínico além do que a radiografia: a) possibilita avaliar a profundidade da lesão e a relação desta com a polpa; b) é melhor que a sondagem porque essa última pode causar cavitação no esmalte superficial sobre a mancha branca; c) fornece uma documentação definitiva e exames radiográficos subsequentes permitem avaliar a atividade da doença, e eficácia do tratamento (GRÖNDAHL³⁰, 1992).

Hintze et al.³⁸, 1994 compararam a eficácia dos filmes D e E-speed com a radiografia digital direta utilizando os sistemas Radiovisiography e Visualix com relação a detecção precoce de lesões proximais de cárie em esmalte e também lesões na oclusal já em dentina. Por meio de análise ROC observaram que não houve diferença estatística significativa entre o uso de filme ou sensor para radiografia digital direta com relação a detecção de cárie em esmalte proximal ou já em dentina na oclusal.

Os sistemas digitais são semelhantes ao convencional com relação a detecção de cáries e avaliação de problemas periodontais (McDONNEL⁵⁹, 1995). As lesões proximais são um problema, porque são difíceis para detectar clinicamente, e em segundo lugar porque progridem mais rapidamente do que lesões mais acessíveis (GRÖNDAHL³⁰, 1992).

Os sistemas de radiografia digital são semelhantes ao filme radiográfico na detecção de lesões cariosas, sendo que os níveis de

sensibilidade da técnica estão em torno de 0.6-0.8 para detecção de lesão oclusais já em dentina com frações falso-positivo de 6-10%. Porém, para lesões iniciais em esmalte oclusal, a radiografia é de pouco valor, ao contrário das mesmas lesões em esmalte de superfície proximal. As facilidades obtidas na visualização de lesões, pelos processos de manipulação da imagem, também qualificam a radiografia digital (WENZEL¹⁰⁴, 1998).

O diagnóstico de cáries interproximais em dentes posteriores é um desafio para a Odontologia, porque não se tem visualização direta dessas superfícies. É difícil diagnosticar pela radiografia lesões de cárie em fase inicial, bem como, sua exata extensão no esmalte dentário. Pelo exame radiográfico interproximal pode-se localizar com certeza 75% das lesões de cárie em esmalte e 93,33% das lesões já em dentina (ARAÚJO et al.², 1998).

As imagens radiográficas complementam o diagnóstico de cáries proximais nos dentes posteriores. Utilizando os recursos de manipulação de radiografias digitais, o profissional pode melhorar a visualização dessas lesões no monitor do computador (SARMENTO & RUBIRA⁷⁷, 2000).

2.4 Radiografia digital

O contraste radiográfico é o produto da absorção dos fótons de raios X pelas estruturas por ela atravessadas, e a quilovoltagem é o fator de exposição que mais influencia no contraste (TAMBURÚS⁹¹, 1990).

A imagem que aparece na tela do computador é formada por uma escala de 256 níveis de cinza, porém o olho humano reconhece no máximo 32 tons de cinza diferentes. Uma vantagem da radiografia digital é a possibilidade de enviar as imagens via correio eletrônico a outros colegas. Uma dificuldade é o fato de que os sensores não podem ser esterilizados e necessitam ser protegidos com dispositivos plásticos para prevenir a contaminação. O armazenamento das imagens também pode ser um problema a longo prazo, dependendo do número de imagens por paciente que o profissional mantiver no arquivo (McDONNEL⁵⁹, 1995; WENZEL & GRÖNDAHL¹⁰⁵, 1995).

Os sistemas Sens-A-Ray e VIXA utilizam um CCD exposto diretamente a radiação enquanto outros incorporaram uma tela intensificadora a qual produz luz quando exposta a radiação (McDONNEL⁵⁹, 1995; WENZEL & GRÖNDAHL¹⁰⁵, 1995).

A imagem digital é constituída por pixels (menor elemento constituinte de uma imagem), sendo que, o número de tonalidades de cinza (contraste) e o tamanho dos pixels (resolução espacial) determinam a resolução da imagem digital. Cada pixel da imagem representa um valor de cinza, ou melhor, cada pequena área da imagem corresponde a um valor que indica o nível de escurecimento ou claridade da área (FERREIRA²², 1996; KHADEMI⁴⁶, 1996).

A matriz da imagem é uma estrutura de células dispostas em colunas e fileiras. Cada célula corresponde à uma localização específica na imagem, dependendo da intensidade com que a radiação atingir cada célula esta receberá um valor, sendo que quanto maior o valor maior o brilho da célula. A imagem digital, portanto, consiste de uma matriz de células de vários níveis de brilho na tela de um computador (KHADEMI⁴⁶, 1996; HAITE NETO et al.³¹, 2000).

Zenóbio & Ferreira¹¹³ (1997) avaliaram as perdas ósseas periodontais utilizando a imagem radiográfica digitalizada. Os autores observaram que a utilização de recursos tais como a pseudo-coloração

possibilitam uma identificação mais precisa da perda óssea, sendo mais um opcional no diagnóstico em Periodontia.

Todos os sistemas digitais para radiografia são caracterizados por possuir uma faixa dinâmica com alcance muito maior daquele do filme. Como resultado, dessa maior faixa dinâmica, fica mais difícil sobre ou subexpor o sensor. Exigências de dose não são mais determinadas por uma densidade de filme apropriada mas por um sinal suficiente para relação sinal-ruído (KHADEMI⁴⁶, 1996).

O segundo fator importante é a resolução espacial que é descrita em pares de linha visualmente discerníveis por mm (Lp/mm). A resolução espacial é limitada em radiografia digital pelo tamanho de matriz ou o tamanho de pixel (KHADEMI⁴⁶, 1996).

A faixa dinâmica ou número de tons de cinza normalmente utilizado é 256. Com isso, cada pixel é codificado na memória do computador como um *byte*, o qual é 8 *bits*. O preto corresponde ao 0 e o branco ao 255. Um grande número de valores de pixel é conseguido com 12, 16 ou 32 *bits* por pixel, mas, com isso, também requer mais memória para gravar a imagem (KHADEMI⁴⁶, 1996; HAITER NETO et al.³¹, 2000).

A radiografia digital foi lançada no mercado em 1987 pela *Trophy Radiologie*, uma empresa francesa, e chamava-se Radiovisiografia. Ao invés do filme radiográfico, este sistema possuía um detector para captar imagens intrabuciais, cujo projeto e desenvolvimento teve início em 1983 no Departamento de Radiologia Oral da Universidade de Umea. Em 1986, foi iniciada a construção de um protótipo do aparelho pela *Reagam System AB*, estando completo em 1988. Baseando-se neste protótipo, a *Reagam* lançou, em 1991, o aparelho Sens-A-Ray (VALE et al.⁹⁶, 1998).

A fina emulsão de um filme radiográfico é relativamente ineficiente para absorver os raios X, porque requer longos tempos de exposição. Na maioria das radiografias feitas com filme, o movimento

involuntário do paciente causa distorções que prejudicam a qualidade da imagem (HENDEE³⁶, 1999).

Uma vez que o filme foi exposto aos raios X ele contém uma imagem latente que será tornada visível por meio de substâncias químicas, sendo que, na imagem final, representam áreas mais escuras aquelas regiões anatômicas penetradas por um maior número de raios X e áreas mais claras as regiões menos atingidas pelos raios X. Frequentemente, as áreas mais claras revelam estruturas ósseas ou regiões onde um agente de contraste está presente, porque a densidade mais alta e o maior número atômico do osso ou dente, causa maior absorção dos raios X (HENDEE³⁶, 1999).

Existem dois meios diferentes de se obter uma imagem considerada digital: a) sistema digital indireto, ou de captura indireta, no qual uma radiografia é capturada por um scanner ou câmera de vídeo conectados ao computador; b) sistema de captura direta da imagem, ou mais comumente conhecido como radiografia digital direta, sendo que, nesse caso, o filme radiográfico é substituído por um sensor ou receptor de imagem. Dois tipos de receptores estão disponíveis atualmente no mercado Odontológico e apesar de funcionarem de maneira diferente, em ambos os sistemas o próprio receptor que capta a imagem está diretamente conectado ou veiculado de algum modo a um computador, onde a imagem será processada e exibida em um monitor (BUENO et al.⁸, 1999).

A imagem digital possui uma resolução espacial menor que a do filme porém uma maior faixa dinâmica. A resolução espacial aumenta conforme o maior número de pixels existentes na imagem, e a faixa dinâmica é definida pelo número de tons de cinza exibidos, quanto menor a quantidade de tons de cinza, maior essa faixa. O filme radiográfico tem uma resolução espacial por volta de 30 μ m, para as câmeras de vídeo essa resolução fica na ordem de 70 μ m, enquanto que a radiografia digital apresenta uma resolução inferior a do filme, porém

suficiente para detectar um objeto de 0,08mm (ou 80 μ m). Na fotodensitometria obtemos a *densidade óptica*, que se refere a passagem de luz pela radiografia, também avaliada como transmitância, enquanto que na radiografia digital temos a *densidade radiográfica*, porque os pixels já têm os seus tons de cinza determinados, fornecendo diretamente os valores na escala de 0 a 255 (FERREIRA et al.²³, 1999).

Quando os fótons de luz incidem nos pixels do CCD, uma carga elétrica é criada e armazenada pelos pixels. A energia armazenada por cada pixel é proporcional à quantidade de fótons que nele incidiram. As cargas armazenadas pelos pixels são então removidas eletronicamente de maneira seqüencial, criando um sinal elétrico de saída do CCD cuja voltagem é proporcional à carga possuída por cada pixel. O sinal elétrico (forma analógica) é então enviado a um conversor, que transforma este sinal (analógico) em digital. O sinal digital, por sua vez, é enviado ao computador por meio de um cabo acoplado ao receptor de imagem. Dentro do computador, o sinal digital é transformado em sinal analógico novamente, tornando possível a exibição da imagem no monitor. Todo este processo, desde a exposição radiográfica até a exibição da imagem no monitor costuma levar frações de segundo (BUENO et al.⁸, 1999).

No novo conceito APS, um ou mais transistores ativos CMOS são integrados dentro do pixel. Eles servem de pára-choque ao sinal luminoso bem como dirigem as linhas de leitura. A leitura é dirigida do pixel sobre um fio metálico no lugar de ser fisicamente transportado no semicondutor. A sensibilidade do chip APS, ruído de leitura, e faixa dinâmica são similares aos do CCD. Sendo assim, o APS preserva a alta performance do CCD mas elimina a necessidade de transferência de carga (ATTAELEMANAN et al.³, 1999).

Geralmente o tamanho do pixel é 40 μ m de lado, porém podem ser construídos sensores com tamanho de pixel de 10 μ m de lado, sendo que quanto menor o tamanho do pixel melhor a resolução da

imagem, porém a sensibilidade de cada ponto diminui. Agrupando pontos vizinhos pode-se obter sensores de alta resolução e alta sensibilidade (FARMAN & FARMAN²⁰, 1999).

A Gendex apresentou seu primeiro sistema CCD (Visualix-1/VIXA-1) em 1992, o qual incorporava um sensor CCD duro. Outra versão (Visualix-2/VIXA-2), o qual tinha uma área ativa mais larga, menor tamanho de pixel, e uma grade de material cintilante, foi apresentado em 1995. A Gendex produzia o sensor em tamanho único (ATTAELMANAN et al.³, 1999).

O CCD é a parte ativa do receptor de imagem que vai à boca do paciente. Um CCD é um chip de silicone puro que possui um arranjo ordenado de semicondutores sensíveis à luz ou aos próprios Raios-X. Esse arranjo ordenado corresponde a uma matriz com número variável de pixels, dependendo da marca comercial (BUENO et al.⁸, 1999).

Pessoas de visão normal, podem distinguir a olho nu, estruturas de até 0,1mm de tamanho (JENSEN⁴², 1980, citado por PASLER & VISSER⁶⁹, 2001), ou então, até um limite de 10lp/mm. Então o tamanho do pixel não pode ultrapassar 100 X 100µm considerando uma relação de 1:1. Quanto maior o número de pixels, maior a resolução e com isso maior quantidade de informações, porém essas imagens ocupam mais espaço no computador. Somente terão boa imagem radiográfica estruturas que tenham pelo menos o dobro do tamanho do pixel (PASLER & VISSER⁶⁹, 2001).

Os sensores para radiografia digital e os dispositivos para digitalização da imagem radiográfica estão sendo aprimorados dia-a-dia, sendo que os custos para aquisição desses equipamentos estão menores e a qualidade dos softwares e demais recursos que acompanham o sistema estão cada vez maiores. Num futuro mais próximo do que se possa imaginar, a radiografia digital fará parte da rotina clínica do profissional (SARMENTO et al.⁷⁹, 2000).

Pode-se utilizar a compressão de dados por meio de dois processos diferentes: a) compressão com perda de dados; b) compressão sem perda de dados. Na compressão sem perda de dados, esses são recalculados de modo a ocupar menos espaço na memória porém sem perder qualidade, ficando a taxa de compressão em torno de 50%. Já na compressão com perda de dados ocorrem perdas na qualidade da imagem e aumento no ruído da mesma. Para visualizar a radiografia digital o ideal é utilizar-se de um monitor de 17", resolução mínima de 1024 X 768 pixels, frequência mínima de imagem de 100Hz. No caso de necessidade de impressão da imagem deve-se utilizar impressora laser com definição mínima de 600dpi ou ainda superior 1200dpi em papel normal (PASLER & VISSER⁶⁹, 2001).

Quanto menor for a dose necessária para se obter uma imagem útil, mais sensível será o sistema de imagem, por isso pode-se dizer que os sensores para radiografia digital são mais sensíveis que o filme radiográfico. Primeiramente o sinal de intensidade é digitalizado com uma profundidade de memória de 10 a 12bit (entre 1024 e 4096 tonalidades de cinza), depois esse sinal é encaixado na paleta de 256 tonalidades disponíveis de um computador de 8bit. Para dispor no monitor do computador a imagem de uma forma ampliada ou reduzida é necessário dispor a mesma sobre uma nova matriz. Se a imagem for reduzida, os pixels vizinhos são englobados em um único ponto, já a ampliação da imagem ocorre pela ampliação do número de pixels, ou seja, um pixel da imagem é reproduzido no monitor representado por vários pixels. Nesse caso os pixels após grande *zoom* tornam-se visíveis na imagem, a menos que utilize *zoom* interpolado, no qual são gerados pixels adicionais na imagem por interpolação e mesmo nos maiores aumentos a estrutura dos pixels não se torna visível (PASLER & VISSER⁶⁹, 2001).

O histograma é uma representação gráfica da distribuição dos tons de cinza em uma imagem, para tal é necessário contar as vezes

que um determinado tom de cinza aparece na imagem. Pode ser representado na forma de uma linha, representando o percurso dos valores de cinza em uma linha na imagem, o que é muito útil para determinar as diferenças de densidade entre as estruturas pobres em brilho. O sensor para radiografia digital direta utiliza semicondutores cristalinos do tipo CCD ou então *Active Pixel Sensor (APS-CMOS)* os quais possuem fotodiodos miniaturas em sua superfície, ordenados em várias linhas. Esses diodos dividem a superfície da imagem em pontos, sendo que a decomposição da imagem ocorre já no detector. O sinal de intensidade análogo do diodo é amplificado e transformado em digital, permitindo ao computador construir a imagem na tela (PASLER & VISSER⁶⁹, 2001).

A característica básica que determina a qualidade de uma radiografia digital é o alcance dinâmico ou o número de tonalidades de cinza que a imagem exibe. Mesmo que essa faixa de tons de cinza da imagem digital seja muito menor que a existente numa radiografia, por exemplo, a possibilidade de análise matemática da imagem digital pelo computador é mais consistente que uma análise subjetiva da mesma (SARMENTO et al.⁸⁰, 2000).

Sensores de imagem radiográfica digital operam tipicamente sob baixas doses de radiação X em condições onde SNR é um dos mais importantes parâmetros da imagem. A SNR geralmente é definida como a relação entre a fração de uma variável de produção que está relacionada com a informação para o diagnóstico e a fração de uma variável de produção que não carrega informação útil para diagnóstico. É definida como a relação entre o valor de cinza associado com a mudança em massa (sinal) e as variações no fundo (ruído). O Sinal é avaliado nas imagens digitais medindo a diferença em níveis de cinza entre a imagem de interesse e o fundo. O Ruído é definido como as variações no fundo, sendo calculado do desvio padrão dos valores cinza em uma área

imediatamente adjacente para a região de interesse (ATTAELEMANAN et al.⁴, 2001).

Transformar uma imagem em negativo significa inverter os valores de cinza. Essa transformação é biunívoca e não provoca perda de qualidade, sendo muito útil na avaliação de detalhes. Pela pseudocoloração modifica-se a paleta de cinza introduzindo cores na imagem para representar uma determinada faixa de valores de cinza, sendo esse um procedimento útil para diagnóstico associado a subtração digital. Os filtros de imagem contêm diferentes funções dentre as quais destacam-se: diminuição do ruído, aumento da nitidez, representação em relevo. Porém quando se destaca determinado aspecto da imagem, geralmente perdem-se informações em outro setor (LEHMANN et al.⁵¹, 2002).

Quanto mais alta a resolução de imagem, mais memória eletrônica é necessária para armazená-la. Como hoje em dia os discos rígidos tem mais capacidade de armazenamento, o tamanho da imagem não é mais problema. As imagens digitais podem ser armazenadas em vários formatos, sendo que o formato é indicado pela extensão de três letras que seguem o ponto depois de um nome de arquivo. Formatos de imagem comuns incluem joint photographic expert group (*.jpg ou *.jpeg); tagged image file format (*.tif ou *.tiff); e *Windows bitmaps* (*.bmp). De preferência, as imagens devem ser armazenadas utilizando um desses formatos comuns, porém, alguns programas dos sistemas de radiografia digital, armazenam imagens em formatos próprios, que não são exibidos em computadores se o mesmo programa não estiver instalado. Isto pode criar problemas quando se transferem essas imagens para outras aplicações ou outros usuários. Normalmente, a imagem pode ser convertida num formato padrão, porém, isso envolve uma outra etapa e mais tempo do operador. Atualmente, as companhias fabricantes desses sistemas tanto em Odontologia como em Medicina tem dado preferência para o armazenamento e transferência da imagem radiográfica digital

utilizando os formatos mais comuns: *.jpeg, *.tiff, *.bmp, e *.gif (EMMOTT¹⁸, 2002).

As imagens radiográficas digitais têm mais dados que nossos olhos podem ver. Os programas utilizados para a interpretação das mesmas e as ferramentas para manipulação permitem aos dentistas visualizar mais detalhes úteis para o diagnóstico com maior precisão que com imagens de filme. Pelo processo de digitalização converte-se algo analógico em dígitos de computador. Significa converter algo na linguagem eletrônica do computador para que esse possa entender. O oposto de digital é analógico e um exemplo de um dispositivo analógico é um relógio de pulso com mãos que movem continuamente os ponteiros. Tal relógio é capaz de indicar todo tempo de um dia em horas, minutos e segundos, porém, um relógio digital é capaz de representar uma fração menor do tempo tal como os décimos de segundo, por exemplo (EMMOTT¹⁸, 2002).

Sensores (CCD, CMOS, PSP) são utilizados atualmente em Radiologia Odontológica para aquisição digital da imagem radiográfica. Um sensor converte os raios X em luz e então utilizando um chip semelhante ao utilizado por uma máquina fotográfica ou câmera digital, cria uma imagem digital. Sensores para radiografia digital direta tem cabos ligando-os ao computador e utilizam a tecnologia de chips CCDs ou CMOS com sensor de pixels ativos (APS). Humanos experimentam um mundo analógico, por exemplo, a visão é uma experiência analógica, porque nós vemos graduações infinitamente lisas de formas e cores. Porém, os eventos analógicos pode ser simulados digitalmente, por exemplo, fotografias em jornais consistem de uma ordem de pontos que ou são pretos ou são brancos num formato digital clássico. O leitor não vê os pontos mas só linhas obscurecidas que parecem ser contínuas (EMMOTT¹⁸, 2002).

Embora representações digitais sejam simulações de eventos analógicos, eles são extremamente úteis porque são fáceis de

armazenar, transmitir e manipular eletronicamente. Este é o princípio de uma imagem digital, a própria imagem existe em uma forma analógica, como ondas de luz visíveis no ar. Estas ondas claras são capturadas e traduzidas para uma forma digital, quer dizer, em números que representam a imagem semelhante nos pontos em uma fotografia de jornal. Quando você vê a imagem o computador lê os dados digitais e envia isso para o monitor que exibe a imagem digital como uma série de pixels, ou pontos coloridos, sendo que, você vê a imagem digital e seu cérebro converte isso para uma imagem analógica contínua. Quanto mais pontos forem utilizados para representar a imagem maior a resolução da mesma. Uma máquina fotográfica de 1.0-megapixel usa 1 milhão de pontos por imagem, enquanto uma máquina de 2.0-megapixel usa duas vezes mais pontos para uma mesma imagem. Em odontologia, 1.0-megapixel já é suficiente para a maioria das situações que precisem ser registradas (EMMOTT¹⁸, 2002).

Devido à variedade de aplicações para os sensores de Radiografia digital devem ser consideradas diferentes especificações. Em primeiro lugar, o sensor deve ser sensível a quantidade de raios X utilizada para a radiografia em questão. Sensores altamente eficientes estão de acordo com as seguintes especificações: a) a capa do sensor deve absorver a radiação quase completamente; b) cada quantum de raios X deve produzir o maior número possível de portadores de carga no sensor; c) deve ser minimizada a perda de portadores de carga (em pares de elétrons de semicondutores) devido principalmente às recombinações (KRÖNING et al.⁴⁸, 2002).

2.5 Estudos avaliando a densidade óptica

Scarparo et al.⁸¹ (1995) utilizaram uma escala de alumínio (penetrômetro) com sete degraus, variando entre 4 e 10mm de espessura que servisse de referencial comparativo densitométrico para analisar a densidade óssea na mandíbula por meio de radiografias periapicais digitalizadas de pacientes humanos, do sexo masculino, entre 21 e 38 anos de idade. Conclui que a metodologia apresenta-se viável para as mensurações ósseas quantitativas na mandíbula, necessitando, portanto, de outras investigações seqüenciais para o seu aprimoramento técnico.

Puppin et al.⁷⁰ (1998) compararam os valores da leitura óptica da densidade óssea na região de molares, dos lados direito e esquerdo em nove mandíbulas maceradas. Foram utilizados filmes periapicais e uma escala de alumínio com oito degraus, variando de 4.0 a 11.0mm de espessura. As imagens digitalizadas foram obtidas utilizando câmera de vídeo e os valores da densidade óssea expressos em milímetros equivalentes de alumínio. Utilizando o teste t-Student verificou-se que não existiram diferenças estatisticamente significativas entre os valores da densidade óssea para os lados direito e esquerdo.

Souza et al.⁸⁷ (1999) avaliaram a influência de simuladores para tecidos moles na análise óptica da densidade óssea mandibular, por meio de imagens radiográficas digitalizadas. Água, cera utilidade e músculo bovino foram os simuladores utilizados na região retromolar de 15 mandíbulas humanas maceradas. Valores médios das leituras ópticas, expressos em *pixels*, das referidas regiões mandibulares, foram comparados com e sem a presença dos diferentes simuladores. Além disso, também, foi realizada uma comparação destes valores, entre os lados direito e esquerdo. Os resultados encontrados, utilizando-se testes ANOVA, Tukey e t-Student, revelaram a existência de diferenças

estatísticas significantes entre as médias das leituras ópticas da densidade óssea mandibular, avaliadas com a presença dos diferentes simuladores, porém, não houve diferenças estatisticamente significativas dos valores ópticos da densidade óssea entre os lados direito e esquerdo.

Sarmiento et al.⁷⁷ (1999) realizaram *in vitro* a análise radiográfica mesiodistal da densidade óptica dos materiais utilizados em diferentes técnicas de obturação endodôntica. Imagens radiográficas de caninos superiores extraídos antes do preparo químico-mecânico do seu sistema de canais radiculares e após a obturação endodôntica foram digitalizadas. Os valores de densidade óptica foram obtidos e comparados e os resultados permitiram concluir que a avaliação da densidade óptica média (DM) e dispersão média da densidade óptica (DP) de canais obturados sobre imagens digitalizadas obtidas em norma vestibulo-lingual pode demonstrar a homogeneidade e preenchimento tridimensional do canal. Já a mensuração em norma méso-distal da DM e DP não mostra equivalência à análise vestibulo-lingual e, portanto, deve ser evitada para analisar a qualidade de uma obturação endodôntica.

Tavano et al.⁹² (1999) avaliaram por meio da análise da variação na densidade óptica a cicatrização de defeitos em tíbia de coelho por período de 15, 30, 90 e 120 dias. Os animais foram sacrificados em diferentes períodos e obtidas imagens radiográficas digitais das peças utilizando o sistema Digora. A densidade óptica das áreas teste e controle em diferentes períodos foram comparadas com a radiopacidade subjetiva obtida das radiografias convencionais, e concluiu-se que a imagem digital oferece boas condições de visualização para realização da interpretação radiográfica. A análise da densidade óptica digital demonstrou a evolução e o retardo do processo de reparo, tal como ocorre na avaliação subjetiva da imagem radiográfica, mas permite ao profissional a obtenção de dados numéricos para analisar objetivamente a evolução do reparo ósseo.

Silveira et al.⁸³ (2000) compararam por meio de radiografias digitalizadas a densidade óptica de quatro resinas compostas

condensáveis em amostras de diferentes espessuras. Pela análise dos resultados, os autores observaram que os valores de densidade óptica aumentavam juntamente com a espessura da camada de resina e variavam de acordo com a marca da resina utilizada.

Graziottin et al.²⁹ (2001) realizaram um estudo comparando a densidade óptica de quatro resinas compostas compactáveis em diferentes espessuras, utilizando o sistema de radiografia digital indireta do tipo placa de fósforo Digora. Os autores observaram que os valores de densidade óptica cresciam a medida que aumentava a espessura da camada de resina utilizada. Os valores de densidade foram variáveis de acordo com a marca da resina utilizada.

Leal et al.⁴⁹ (2001) obturaram *in vitro* o conduto radicular de quarenta dentes caninos humanos superiores, utilizando duas técnicas distintas, com o objetivo de comparar a variação nos valores de densidade óptica obtidos em imagens radiográficas digitalizadas utilizando o scanner DentScan DentView e o sistema de radiografia digital indireta Digora. As médias dos valores de cinza dos condutos obturados foi analisada utilizando teste t-Student. Na análise dos resultados, os autores observaram que, não houve diferença estatística na análise da radiografia digital porém houve diferença estatística na análise das imagens digitalizadas. Nos condutos obturados utilizando cone principal, cimento e cones acessórios, a imagem e a distribuição dos níveis de cinza foi mais uniforme do que no grupo II onde foi utilizado apenas cones acessórios e cimento endodôntico.

Dotto et al.¹⁴ (2001) realizaram um estudo *in vitro* utilizando 32 dentes humanos molares e pré-molares, divididos em dois grupos restaurados com amálgama e resina composta fotopolimerizável, sendo que na metade das amostras o material restaurador foi colocado sobre tecido cariado remanescente, com o objetivo de simular na imagem radiográfica digital indireta (sistema Digora) uma lesão de cárie recorrente sob a restauração. Já a outra metade dos dentes foi restaurada

removendo todo o tecido cariado antes da colocação do material restaurador. Os autores relatam que existiu diferença significativa nos níveis de cinza quando comparados entre si os pré-molares com e sem tecido cariado restaurados com resina composta. Porém entre os dentes restaurados com amálgama e também para os molares, essa diferença não foi significativa.

2.6 Técnica de subtração digital radiográfica

2.6.1 Histórico

A subtração fotográfica da imagem radiográfica foi introduzida em Medicina no ano de 1934 por Ziedes des Plantes. A subtração podia ser realizada utilizando técnicas fotográficas preto e brancas, métodos eletrônicos, ou ainda por adição de imagens coloridas utilizando fotografia ou procedimentos eletrônicos (HÄRDSTEDT & WELANDER³³, 1975). Desde 1960 a adição de cor a imagens monocromáticas é também uma alternativa para remoção do ruído estrutural na avaliação de imagens radiográficas seriadas (WELANDER et al.¹⁰¹, 1994; VANNIER⁹⁷, 1996).

Esta técnica ficou conhecida como primeira geração das técnicas de subtração, também chamada de sistemas de subtração empregando técnicas fotográficas para a subtração *a priori* de dois filmes radiográficos alinhados manualmente (LEHMANN et al.⁵⁰, 2000).

O princípio da subtração fotográfica é o seguinte: faz-se uma radiografia inicial e outra final após a injeção de contraste, sendo que um dos filmes é impresso como imagem negativa (filmes para subtração) e quando ambos são sobrepostos no negatoscópio sobra apenas a imagem dos vasos, sendo que, toda a estrutura anatômica que permaneceu igual assume uma tonalidade neutra de cinza. Algumas limitações da técnica de subtração fotográfica são a geometria de exposição e as variações no contraste entre as radiografias inicial e final (HÄRDSTEDT & WELANDER³³, 1975).

O filmes para o processo de subtração fotográfica deveriam ter curva característica correspondendo a $\gamma = 1$, e a imagem final subtraída deve ter um contraste maior, ou $\gamma > 1$. A imagem subtraída deveria ser positiva e não negativa, assim, os vasos preenchidos por contraste tem densidade superior a do fundo. Quanto menor fosse a diferença de densidade entre as estruturas a serem subtraídas, melhor ficava a equalização do contraste na imagem final subtraída. O filme que servia de máscara para a técnica de subtração fotográfica tinha que reproduzir a densidade do filme original do qual foi copiado porém com a imagem em reverso (HÄRDSTEDT & WELANDER³³, 1975).

Utilizava-se dessa técnica em angiografias, nas quais eram injetados meios de contraste na circulação para ter uma imagem do trajeto de artérias e vênulas, sobrepondo imagem convencional e negativa da mesma região anatômica. Com a evolução o processo passou a ser digital e chamou-se *Digital Subtraction Angiography (DSA)*, utilizada no início para avaliar a carótida e a circulação cerebral. Com o passar do tempo a DSA passou a ser utilizada também para os rins, circulação vascular periférica, abdômen e outros. O início de sua utilização para o diagnóstico de estruturas duras, tais como ossos, foi nas mãos em pacientes com reumatismo (TYNDALL et al.⁹⁵, 1990; REDDY & JEFFCOAT⁷², 1993).

O desenvolvimento de subtração radiográfica em Odontologia ocorreu paralelamente ao seu emprego na Medicina, sendo que os estudos iniciais utilizavam a subtração fotográfica para avaliar a circulação vascular na mandíbula. Porém a subtração fotográfica tem como inconveniente à sobreposição das demais estruturas mineralizadas sobre as estruturas de maior interesse na imagem subtraída. A adição do computador e seus algoritmos para correção gamma e também correção geométrica, tornou possível a aplicação da subtração digital de imagens radiográficas, utilizando radiografias intrabuciais. A subtração digital ganha em qualidade, praticidade e economiza tempo quando comparada a seu predecessor subtração fotográfica (TYNDALL et al.⁹⁵, 1990; REDDY & JEFFCOAT⁷², 1993).

Uma aplicação importante da radiografia intrabucal é a descoberta de suaves alterações nos tecidos duros (dente e osso alveolar) como uma indicação precoce de alguma patologia clínica. Estas mudanças são manifestadas como diferenças sutis na densidade entre as radiografias sendo muito difícil de identificá-las somente com uma análise subjetiva na radiografia (HAUSMANN³⁴, 1999; FERREIRA et al.²³, 1999; CORNELIS et al.¹¹, 2002).

A subtração digital da imagem radiográfica foi criada para facilitar este processo de reconhecimento de pequenas lesões ainda não visíveis na análise subjetiva da imagem. Porém existem dificuldades na aplicação dessa técnica a mão-livre quando da realização de radiografias intrabuciais, sendo difícil manter a mesma geometria de exposição (fonte de raios X, sensor e paciente) para todas as radiografias sucessivas (HAUSMANN³⁵, 1999). Uma das maiores indicações da DSR em Odontologia é o diagnóstico precoce de cáries, que é a mais comum entre todas as doenças da cavidade bucal no mundo todo. Sendo essa uma doença de etiologia bacteriana, seu começo é uma desmineralização localizada na superfície de esmalte externa e progressivamente se estende para a dentina internamente, podendo originar nesses tecidos

extensas cavitações. Considerando as atuais e eficientes opções de tratamento para as cáries, fica claro que um diagnóstico precoce tem importância vital para o tratamento preservando o máximo de estrutura dental sadia (CORNELIS et al.¹¹, 2002).

A subtração digital de imagens melhora a capacidade de detectar lesões cariosas iniciais em esmalte, detecção de sutis alterações no osso associadas com doença periodontal e lesões periapicais quando comparada à radiografia convencional. Técnicas de imagem como, por exemplo, radiografia digital direta e subtração demonstram melhor a sensível alteração existente entre duas radiografias padronizadas realizadas em intervalos de tempo diferentes (RAZMUS⁷¹, 1994).

As variações na geometria de exposição podem causar alguns problemas sérios relativos a sua aplicação no diagnóstico de cárie, por exemplo, a localização de lesões de cáries na superfície exterior do esmalte, combinada com o altíssimo contraste radiográfico entre a superfície do esmalte e o ar, abre espaços entre os dentes, fazendo com que mesmo o mais leve desalinhamento geométrico possa causar um obscurecimento completo da radiolucência em superfície proximal. É possível melhorar a consistência da geometria de imagem utilizando estabilizadores intra ou extrabuciais, porém isso é muito incômodo para uso em prática clínica. Precisa fazer impressões da oclusão individualizadas para cada paciente e arquivar para utilizar nas posteriores radiografias. Ao invés de se preocupar tanto com a padronização no momento da aquisição da imagem, pode-se realizar uma padronização geométrica retrospectivo ou co-inscrição da radiografia, baseado em um modelo matemático descritivo do processo de formação da imagem (CORNELIS et al.¹¹, 2002).

Já a segunda geração dos sistemas de subtração radiográfica executavam a subtração digital por meio do computador. A técnica surgiu nos anos 80 e era baseada em padronização das radiografias inicial e final. A radiografia de referência (*baseline*) era

digitalizada e convertida em uma imagem positiva (real) pelo computador e exibida em uma tela de televisão. Uma câmera filmadora era então conectada à mesma tela e a subsequente imagem radiográfica (seguimento) era colocada em modo negativo e sobreposta na imagem de referência positiva. Por meios de um dispositivo que permite rotação e translação da subsequente radiografia, as mesmas eram então alinhadas e depois digitalizadas. Semelhante aos sistemas de primeira geração, todos os sistemas de segunda geração são baseados em estabilização mecânica de geometria de imagem, principalmente, a posição relativa do objeto, fonte e filme. O alinhamento de filme era executado manualmente durante o processo de digitalização assegurando uma discreta grade de pixel em ambas radiografias correspondentes. Se a interpretação quantitativa é executada, as imagens digitais são corrigidas em relação ao brilho dos pixels antes do processo de subtração. A 3ª geração de sistemas de subtração era baseada em radiografia digital direta e indireta com CCD ou receptores tipo placa de fósforo, foi introduzida no final dos anos 80. Embora a mesma geometria de imagem ainda devesse ser controlada mecanicamente, um procedimento de alinhamento compensatório tipo transformação planar rígida (translações e rotações) era necessário após aquisição digital da radiografia. Conseqüentemente, todos os sistemas de 3ª geração executavam uma correção *a posteriori* da geometria por meio de programas de computador. Os sistemas de 3ª geração são baseados em modelos mais sofisticados, com correções geométricas para compensar erros na geometria de imagem utilizando recursos computadorizados mais complexos (LEHMANN et al.⁵⁰, 2000).

A maior vantagem oferecida pelos sensores de imagem digital é que os formatos e tamanhos dos arquivos são sempre os mesmos. Você não pode executar uma subtração digital sem ter imagens com o mesmo número de pixels. Agora que o tamanho dos arquivos já podem ser os mesmos, a atenção está voltada para métodos de obter as imagens com a mais perfeita geometria de projeção, assim, a Odontologia

pode começar a prover dados quantitativos sobre os resultados dos tratamentos (PARKS & WILLIAMSON⁶⁸, 2002).

2.6.2 Termos utilizados em subtração digital de imagens radiográficas

- a) algoritmo é uma série finita de passos lógicos claramente definidos utilizados para resolver um problema: em particular, é uma técnica matemática específica utilizada para complementar o processamento ou operação de análise das imagens;
- b) aquisição *baseline* é o momento no tempo no qual é obtida a radiografia de referência de um estudo longitudinal;
- c) aquisição de seguimento é o momento no tempo de um estudo longitudinal no qual é adquirida uma radiografia subsequente;
- d) brilho é a quantidade de luz que atingiu os pixels em uma imagem digital. Em comparação, a intensidade se refere à quantidade de luz ou raios X refletida ou de fato transmitida;
- e) calibração de contraste é a compensação computacional para a distorção de contraste causada na aquisição da imagem, por exemplo, correção de gama. Não confundir com correção de contraste;

- f) calibração geométrica é a compensação pelo computador da distorção geométrica causada durante a aquisição da imagem;
- g) combinação de imagem é qualquer operação que associe duas ou mais imagens pixel por pixel como por exemplo a subtração. Uma máscara de imagem pode ser usada para controlar a adaptação no momento da combinação;
- h) contraste são as diferenças de brilho dentro de uma imagem digital, por exemplo, o desvio padrão dos valores de cinza dos pixels. Contraste global se refere à imagem inteira enquanto que o contraste local se refere somente a uma pequena faixa de pixels;
- i) conversor análogo-digital é um periférico de computador que promove a aquisição, armazenamento, e exibição de imagens digitais baseado em um sinal analógico de vídeo;
- j) correção de contraste é uma técnica de registro que opera no alcance dos valores de cinza de uma imagem. É caracterizado pelas categorias, origem de características, modelo de transformação, e interação de procedimento;
- k) correção de gama é uma correção não-linear de brilho;
- l) correlação é uma função de comparação matemática utilizada para avaliar a semelhança de funções 1D ou imagens 2D. Para imagens simétricas ou funções, a correlação iguala-se a convolução;

- m) densidade espacial é o número de pixels de um sensor relacionado a suas dimensões, não confundir com resolução espacial do sensor;
- n) digitalização é a amostragem e quantização de um sinal analógico para criar uma imagem digital;
- o) distorção de contraste é uma modificação não-linear de intensidades causada pelo processamento da imagem. Por exemplo, correção de gama é necessária para compensar as alterações não-lineares de brilho causadas pelo tubo de raios X ou então para calibrar distorção fotométrica dos filmes radiográficos;
- p) distorção fotométrica é uma forma de distorção de brilho causada por discrepâncias na resposta de um receptor de imagem, não mostrando com precisão as intensidades originais;
- q) distorção geométrica é uma modificação não-linear das distâncias geométricas causada pelo processamento da imagem;
- r) domínio espacial é a forma natural de uma imagem onde brilho do pixel corresponde diretamente ao brilho espacial da imagem;
- s) escala de cinza é o número de níveis de cinza que representam o brilho em uma imagem digital;
- t) frequência espacial é a faixa no espaço na qual um detalhe na imagem muda do escuro para claro e vice-versa. Um detalhe pequeno na imagem tem alta frequência (alto contraste) enquanto um detalhe maior tem baixa frequência (baixo contraste);
- u) histograma é uma representação gráfica do número de pixels de uma imagem para cada nível de cinza.

Em outras palavras, um histograma visualiza estatisticamente a ocorrência de cada valor de cinza;

- v) imagem binária é uma imagem composta somente de branco e preto;
- w) imagem de entrada é uma imagem que é analisada por um sistema de processamento digital;
- x) imagem de saída é uma imagem que é o resultado de um processamento digital;
- y) imagem digital é uma imagem composta de pixels, tendo cada um desses um discreto valor de brilho associado;
- z) imagem em escala de cinza é uma imagem composta de brilho de níveis de cinza;
- aa) imagem referência é uma imagem *baseline* utilizada como padrão em estudos longitudinais;
- bb) intensidade é a quantidade de luz que é de fato refletida ou transmitida de um dispositivo físico. Em comparação, o brilho se refere à quantidade de luz recebida por um pixel em uma imagem digital;
- cc) interpolação é um processo que transforma um ponto discreto em uma imagem contínua onde é calculado o brilho interpolando e fazendo a média do brilho dos níveis de cinza da vizinhança. Para fazer a transformação geométrica das imagens digitais, os dados devem passar por uma reamostragem antes de serem interpolados;
- dd) marcas anatômicas são referenciais anatômicos utilizados para definir pontos na imagem e facilitar seu processamento;

- ee) máscara para convolução é um grupo de pixels que cobre o núcleo da imagem de entrada em um processo de convolução;
- ff) pontos de controle são múltiplos pontos de referência colocados em ambas as radiografias que serão subtraídas para controlar o processo de alinhamento geométrico;
- gg) processamento de imagem digital é a técnica de processamento de imagens na forma de pixels;
- hh) registro é o processo de determinar uma relação entre o conteúdo de duas imagens incluindo a projeção de uma sobre a outra por meio de interpolação;
- ii) relação de aspecto é a relação entre as dimensões horizontal e vertical de uma imagem formada pelos pixels, geralmente obtida na relação $x:y$;
- jj) resolução óptica é a capacidade global de um sistema de imagem para mostrar detalhes de espaço em um pedaço da imagem. Não deve ser confundido com a resolução do sensor;
- kk) rotação é uma operação geométrica que gira uma imagem sobre um ponto predeterminado por um ângulo desejado. Rotações fazem parte das transformações rígidas;
- ll) ruído casual é um ruído adicionado a uma imagem como resultado do processamento;
- mm) segmentação é o processo de subdividir uma imagem em segmentos, regiões de interesse (ROI);
- nn) segmento é uma aglomeração de pixels vizinhos, ROI;

- oo) subtração à mão-livre é uma subtração de terceira geração executada sem utilização de ajustes individuais. Porém, podem ser usados posicionadores ou outros dispositivos para controlar a geometria de exposição;
- pp) traçando é uma função que converte o sinal de pixel de entrada, ou brilho, no sinal de pixel de saída, ou brilho;
- qq) transformação geométrica é uma operação que transforma as características de espaço de uma imagem;
- rr) transformação rígida é uma transformação geométrica linear de um corpo rígido permitindo rotação e translação (LEHMANN et al.⁵⁰, 2000).

2.6.3 Estudos utilizando a técnica de subtração digital radiográfica

Fujita et al.²⁷ (1987) citaram que a utilização de máscaras lineares e não lineares pode melhorar a imagem radiográfica. A visibilidade de detalhes nas imagens onde se utilizou a máscara linear foi superior especialmente para as áreas de densidade mais baixas. Porém a presença de artefatos e ruído foi maior com o uso da máscara linear. A razão para o aumento no ruído é que ambos ruído e informações vitais da imagem são maximizados com a manipulação da imagem, porque estão ligados. Mesmo assim, a manipulação linear da imagem mostrou melhores resultados comparado a não linear.

Rudolph & White⁷³ (1988) utilizaram o posicionador de Rinn-XCP e também o posicionador *Veratile Intraoral Positioner* (VIP), sendo que no posicionador Rinn foram utilizados 6 diferentes tipos de material de moldagem para registrar a mordida do paciente: acrílico para dentadura, DuraLay, Regisil e Polyjel, Green Stick e Gray Stick. Para avaliar a estabilidade e o alinhamento conseguido com os vários tipos de posicionadores, utilizou-se um *Phantom*. Os resultados mostram que a associação posicionador XCP e Regisil foi a que originou imagens com a menor distorção geométrica dentre todos os instrumentos testados. O máximo erro permitido na angulação horizontal foi de $1.34^{\circ} \pm 0.63^{\circ}$, enquanto que para o ângulo vertical o máximo aceitável foi de $2.04^{\circ} \pm 0.82^{\circ}$. Nesse estudo 71,1% dos erros se devem a falhas no posicionamento do instrumento e 28,9% a distorções sofridas pelo material.

Wenzel¹⁰² (1989) comparou um novo programa para subtração radiográfica digital, baseado no posicionamento de pontos de referência nas imagens inicial e final, com a tradicional superposição manual das imagens durante a digitalização. O uso de algoritmos pode corrigir pequenos erros de projeção geométrica e também o brilho dos pixels entre as duas imagens. Utilizou no estudo mandíbulas maceradas de porco com e sem a presença de *chips* ósseos e angulação de incidência do feixe de raios X variável. O uso de programa baseado no posicionamento de pontos de referência foi superior (menor DP no histograma) ao método manual convencional de sobreposição das radiografias positiva e negativa com posterior captura da imagem utilizando câmera de vídeo. Desalinhamento das radiografias superior a 3° , provoca diferença estatisticamente significativa na imagem subtraída.

Tyndall et al.⁹⁵ (1990) utilizaram nesse estudo mandíbula macerada na qual foram feitas cavidades na cortical óssea periapical e inter-radicular utilizando brocas esféricas. Após execução da cavidade, a janela óssea era recolocada em posição e fazia-se uma nova radiografia.

As radiografias foram digitalizadas utilizando vídeo-câmera, sendo nas mesmas aplicado após digitalização um fator de correção *gamma*. Três radiologistas avaliaram cada imagem duas vezes. As cavidades eram mais bem visualizadas utilizando a imagem subtraída exceto nos casos em que a lesão era tão grande que já podia ser visualizada na radiografia convencional com 100% de sensibilidade.

Webber et al.⁹⁹ (1990) avaliaram dois métodos para realizar mensurações das alterações ósseas detectadas pela subtração digital radiográfica. Para se avaliar a variação nos níveis de cinza entre duas imagens pode-se calibrar as imagens radiográficas originais ou então aplicar a calibragem na imagem subtraída. Porém ambos os métodos estão sujeitos a erros, inerentes a técnica, devido à quantidade do feixe primário de radiação, tamanho da lesão, radiação secundária que atinge o filme na *Region of Interest (ROI)*. Concluem dizendo que os erros podem ser minimizados dando maior atenção aos detalhes, na hora de se fazer a radiografia, porém na prática clínica torna-se difícil executar o que na teoria é tido como correto.

Maggio et al.⁵⁶ (1990) incubaram dentes extraídos em três diferentes meios: saliva artificial, solução de saliva artificial com 5% de glicose e solução de saliva artificial com 5% de sucrose. As diferenças de brilho dos pixels entre as duas radiografias realizadas em períodos de tempo diferentes foram compensadas pelo processo de correção *gamma*. A diferença entre os dois grupos incubados em açúcares para o grupo controle foi significativa ($p=0.011$). A progressão da lesão cáries pode ser observada em 75% dos dentes após oito semanas em meio que favoreça a microflora residente. Os autores concluem que a DSR é um meio eficiente para observar a perda ou ganho de sais de cálcio na estrutura dentária.

Zappa et al.¹¹² (1991) avaliaram um novo método para medir erros angulares de projeção radiográfica e citam que os erros nos ângulos de projeção são resultado de: a) erros no reposicionamento de

fonte de raios X em relação ao conjunto posicionador/dente; b) falha na colocação do posicionador em relação aos dentes; c) alteração na posição dos dentes de suporte em relação à base óssea. Registraram a oclusão do paciente e utilizaram marcadores que facilitaram a quantificação das distorções na imagem. Utilizando sensores, tinham conhecimento do ângulo de incidência do feixe de raios X no sensor. O método permite detectar variações na angulação inferiores a 1° e relacionar a magnitude do erro de projeção com a detecção das conseqüentes alterações na densidade óssea.

Wenzel & Sewerin¹⁰⁸ (1991) avaliaram por meio de radiografias seriadas a influência e origem do ruído na imagem digital subtraída. A digitalização por vídeo-câmera CCD tem responsabilidade por boa parte do ruído na imagem subtraída. Análise intra e interexaminadores no intervalo de três meses, por meio de radiografias de região de pré e molar em 17 pacientes utilizando posicionador para padronizar a radiografia. O ruído físico encontrado na imagem subtraída foi originado na maior parte no processo de gravação e conversão análogo-digital pelo CCD e *frame-graber*, respectivamente.

Wenzel & Halse¹⁰⁶ (1992) realizaram uma pesquisa utilizando 38 dentes humanos terceiros molares extraídos. Foi realizada uma radiografia para cada dente antes e após tratamento com fluoreto estanhoso. As radiografias periapicais foram digitalizadas e após executou-se a técnica de subtração digital. Dois radiologistas avaliaram as imagens. O aumento na densidade óptica causado pela difusão dos íons de estanho no tecido dentário foi mais bem identificada na imagem por subtração, particularmente naquelas após 20 minutos de aplicação.

Wenzel & Hintze¹⁰⁷ (1993) avaliaram a preferência dos Cirurgiões-Dentistas (CD) em relação a detecção de cárie interproximal, alterações periapicais e anatomia normal, utilizando imagens radiográficas do sistema Visualix manipuladas (filtros *optimized*, *enhanced* e *enhanced + smooth*) e originais. Quatro imagens da mesma região foram

visualizadas em seqüência na tela do computador, sendo que uma era a original e as outras manipuladas. Para os casos de lesões periapicais e anatomia normal a preferência foi pelas imagens nas quais foi aplicado filtro *optimized* e *enhanced*. A imagem original foi considerada a pior em 55% dos casos. O filtro *smooth* foi o preferido na avaliação das radiografias interproximais.

Kantor et al.⁴⁴ (1993) utilizaram radiografias cefalométricas de pacientes submetidos a cirurgia ortognática, antes e depois da remoção da contenção mandibular. As diferenças foram quantificadas utilizando pontos craniométricos tais como gônio, pogônio, ponto A, e outros. Utilizando a DSR não foi observada variação na posição dos acidentes anatômicos de crânio e maxila. A subtração fotográfica é aproximadamente 3 vezes mais precisa que o traçado cefalométrico. Como, houve variação nos pontos anatômicos da mandíbula após a remoção da contenção, ficou comprovada a sensibilidade da técnica. Os resultados sugerem que o posicionamento do paciente não é o maior fator de erro na técnica cefalométrica.

Jeffcoat & Reddy⁴⁰ (1993) avaliaram por meio de DSR quantitativa as alterações ósseas periimplantares no decorrer do tempo. Associando a DSR com algoritmos para o processamento da imagem pode-se relacionar a magnitude da alteração presente na imagem subtraída com um objeto referencial permitindo o cálculo da massa perdida na lesão. Para os implantes avaliados clinicamente como não integrados ao osso, a subtração da imagem radiográfica da fase dois (três meses após) sobre a inicial mostrou clara evidência de perda óssea se estendendo em direção apical e também para dentro das espiras do implante, sendo que esta perda óssea não pode ser detectada pela interpretação visual das radiografias originais. A técnica apresentou 100% de especificidade e sensibilidade.

Dunn et al.¹⁵ (1993) descreveram uma técnica para obter imagens radiográficas semelhantes delimitando estruturas anatômicas 3D

correspondentes nas duas imagens. Sugerem o alinhamento por meio de algoritmos no computador de ambas as imagens. Então radiografias da mesma região, mesmo apresentando erros de projeção geométrica, podem ser relacionadas com esse novo método. São determinadas nas duas imagens radiográficas quatro pontos e as coordenadas desses pontos não variam, mesmo sem a padronização da geometria de exposição, podendo então ser realizada a DSR. Concluem que o novo método apresentou melhores resultados ($p < 0,05$) comparando ao uso de marcadores somente.

Ostuni et al.⁶⁷ (1993) descreveram um algoritmo que utilizando cinco pontos de projeção invariáveis descreve a localização relativa de cada pixel da imagem. Esse algoritmo utiliza geometria de projeção analítica sendo chamado método de referência triangular analítico. Utilização de estruturas sintetizadas sobre as imagens inicial e final que servem de referência para a construção de um triângulo idêntico sobre cada uma das imagens. A área do triângulo representou a mesma região anatômica em ambas as imagens. Os autores concluem que o método de referência triangular analítico é mais fácil e rápido de ser aplicado comparado ao método sintético da projeção de cinco pontos invariáveis.

Samarabandu et al.⁷⁵ (1994) criticaram o artigo de Dunn¹⁵ et al. (1993) dizendo que: a) os marcadores oclusais para estabilizar a geometria de projeção não eliminam a necessidade de técnicas para padronização da radiografia; b) o conceito de que ápices radiculares e junção cimento-esmalte (JCE) são coplanares no espaço 3D não é válido. Então esses não podem ser considerados pontos invariáveis na imagem projetada no filme, os autores parecem não valorizar a importância da reprodutibilidade da geometria de projeção, o que é o objetivo básico do marcador oclusal.

Halse et al.³² (1994) avaliaram a capacidade da DSR para detectar pequenos defeitos criados no esmalte proximal de molares

humanos extraídos. A remoção do ruído estrutural pode gerar imagens de melhor qualidade comparando as radiografias. Os autores utilizaram 8 molares extraídos e prepararam cavidades nas proximais com 1mm de extensão, representando em média 5 a 10% de perda mineral. Sete examinadores avaliaram as radiografias seriadas e também as imagens subtraídas. Os resultados da análise por curva ROC mostraram que para lesões bem definidas no esmalte proximal não existe diferença entre a análise da radiografia e análise da imagem subtraída.

Samarabandu et al.⁷⁴ (1994) descreveram a utilização de um algoritmo para alinhamento automático das radiografias previamente a DSR. Era preciso padronizar as duas imagens, rotacionando as estruturas da ROI e alinhando-as para minimizar o ruído na imagem subtraída. Utilizaram imagens de 32 cristas ósseas alveolares de 16 crânios humanos macerados avaliadas por 32 examinadores. Os resultados obtidos com a utilização do algoritmo automático descrito nesse estudo são equivalentes àqueles encontrados utilizando o alinhamento manual das imagens por operador experimentado, quando da análise da qualidade da imagem subtraída resultante.

Southard & Southard⁸⁴ (1994) utilizaram a DSR para detectar e quantificar *in vitro* desmineralizações generalizadas em osso alveolar de cachorro e determinar o quanto de cálcio precisa ser perdido para que possa ser detectado pela técnica. Utilizou amostras de cinco maxilas de cachorro mergulhando-as em ácido clorídrico 0.1N por intervalos de tempo crescentes de 3 a 10min. As amostras foram fixadas em blocos de resina para padronizar a exposição (não utilizou algoritmo). A DSR mostrou perdas na estrutura mineral do osso na ordem de 7,5% utilizando 30KV ou alto contraste e na ordem de 19% utilizando 50KV ou baixo contraste, isso relacionando com a análise de cálcio presente no ácido após cada desmineralização.

Wenzel¹⁰³ (1994) avaliou o ruído produzido por 3 diferentes sensores CCD por meio da técnica de DSR. Utilizou

radiografias da região de molares de um *phantom* variando o tempo de exposição sendo que as imagens foram arquivadas em formato TIFF e importadas para um programa para subtração. O desvio padrão (DP) na análise por histograma, de cada imagem, serviu para quantificar o ruído para cada sensor. O teste *t* comparou os valores de ruído entre as imagens subtraídas. O DP aumentou com um maior tempo de exposição para os três sistemas, sendo que o Visualix apresentou o maior ruído, porém os 3 sistemas se equivaleram para o menor tempo de exposição (0,20s). O RVG gerou menos ruído e o Sens-A-Ray ficou em posição intermediária.

Ludlow & Peleaux⁵⁵ (1994) descreveram uma técnica utilizando posicionadores para o filme, feixe de laser para o alinhamento e cefalostato para fixar a posição da cabeça com o método tradicional que utiliza posicionador para o filme e material de impressão elastômero para registro de mordida. A geometria inicial é reproduzida com a utilização de uma grade de referência independente do posicionador para o filme. As radiografias foram feitas por dois avaliadores, uma vez cada um, para avaliar a contribuição individual de cada um para os possíveis erros na aquisição da imagem interferindo na imagem subtraída. O teste *t-Student* mostrou valores não significativos ($p>0,05$) comparando os 2 métodos, ou seja, a vantagem da nova técnica foi eliminar a utilização de material elastomérico para registro da mordida.

Brägger et al.⁶ (1994) avaliaram a influência do processamento das imagens digitais subtraídas quanto ao acordo inter e intra-examinador em relação a interpretação das alterações ósseas alveolares. Ao avaliar pela primeira vez as imagens, o examinador desconhecia o tratamento realizado no intervalo entre as exposições, porém na segunda análise (dois meses após), o examinador foi informado do tratamento e houve desacordo intra-examinador em relação aos achados nas imagens subtraídas convencionais enquanto que para as coloridas permaneceu o acordo. O processamento digital das imagens

radiográficas subtraídas, utilizando coloração promoveu um melhor acordo intra e interexaminador (96,8%), sendo que as diferenças foram significativas aplicando o teste *Kappa* e análise de regressão múltipla.

Gilbert et al.²⁸ (1994) analisaram as variações na posição condilar por meio da DSR utilizando radiografias postero-anteriores (P.A.) de crânio e cefalométrica lateral em 20°. Utilizou um crânio humano com mandíbula e portando todos os dentes fixado a um dispositivo com precisão de 0,1mm nos planos x, y e z. Não houve diferença estatística significativa entre a P.A. e a cefalométrica lateral em 20°, quando acrescentando chips de 1mm e 2mm. Porém houve diferença significativa variando com o chips de 3mm, sendo que a P.A. teve maior índice de erro e variabilidade.

Welander et al.¹⁰¹ (1994) utilizaram adição de cor (azul, verde, vermelho) em imagens radiográficas monocromáticas para observar a progressão ou reparação de lesões afetando o osso. São utilizadas três radiografias, porém apenas duas carregam informação, a terceira é utilizada como uma máscara para a subtração. Primeiro faz a subtração fotográfica em preto-e-branco em três radiografias seriadas, depois as imagens subtraídas em PB são tratadas por processamento químico a primeira fica amarela, a segunda vermelha e a terceira azul. Uma das vantagens da adição de imagens coloridas sobre a subtração é que a primeira permite a sobreposição de três imagens. Sobrepondo as três imagens, todas as áreas em comum aparecem em cinza enquanto que as diferenças aparecem coloridas.

Ettinger et al.¹⁹ (1994) relataram uma técnica desenvolvida por eles que utiliza algoritmo computadorizado e pontos de referência na imagem radiográfica tais como as cúspides ou bordas incisais e a junção cimento-esmalte (JCE), com o objetivo de sobrepor as imagens para subtração. O alinhamento das duas imagens era realizado utilizando os pontos referenciais e também o contorno das estruturas dentárias nas duas radiografias. A quantidade de osso ganho ou perdido

pelo indivíduo era visualizado na imagem subtraída. Como as radiografias obtidas *in vivo* tinham alguns pequenos erros de projeção geométrica mesmo marcando os pontos de referência nas imagens os resultados mostraram imperfeições na imagem subtraída.

Davis et al.¹³ (1994) utilizaram a DSR e mandíbulas maceradas variando o ângulo de incidência dos raios X. Os autores queriam verificar o quanto a variação do ângulo interfere no resultado da subtração. Fizeram lesões no osso macerado medindo aproximadamente $1,105\text{mm}^2$ na região de crista alveolar. A especificidade oscilou entre 98% e 100% para as diferentes variações angulares já a sensibilidade da técnica decaiu de 83% para 62% com a variação. Porém a sensibilidade não diferiu significativamente entre 0° e 1° , apenas com variações maiores ou iguais a 2° .

Fourmouis et al.²⁵ (1994) realizaram um estudo com o objetivo de: a) avaliar *in vitro* as variações na densidade mensuradas nas imagens subtraídas devido ao ruído eletrônico e erros no alinhamento da imagem; b) testar a eficácia de diferentes processos para correção gamma. Testaram sete métodos para correção gamma para saber se existe diferença entre os diferentes algoritmos utilizados. Concluem que a utilização de estruturas de referência não elimina a necessidade de correção gamma entre as radiografias, e que o algoritmo não paramétrico provou ser melhor do que aqueles baseados em aproximação linear.

Southard & Southard⁸⁵ (1994) radiografaram a região anterior de maxilas maceradas antes e após sofrerem processo de desmineralização pela ação de ácido clorídrico. As radiografias foram digitalizadas por scanner de mesa e para análise estatística foi utilizada a análise de variância. A DSR foi capaz de mostrar alterações no osso alveolar iguais ou superiores após 5,3% de perda cálcica alveolar, o que é muito inferior aos índices detectáveis pela análise radiográfica convencional, que ficam em torno de 30 a 60%.

Stassinakis et al.⁸⁹ (1995) radiografaram mandíbulas de porco, a uma distância foco/objeto de 40cm e arquivamento das imagens em formato *TIFF*. Oito dentistas analisaram as imagens que foram subtraídas utilizando método preto e branco (BWI), imagem com manipulação de contraste (CEI) e pseudocoloração (CCI). No total foram analisadas 370 pares de imagens e aplicados as análises estatísticas *ROC*, *ANOVA* e *Tukey HSD*. Foram feitas cavidades nas mandíbulas com brocas nº 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0, 1.2 e 1.4mm de diâmetro. Nos resultados observaram que as imagens DDI (*Direct Dental Imaging*) originais foram inferiores as subtraídas com relação à detecção das lesões e que não existe diferença entre as técnicas de subtração, exceto no caso das lesões pequenas (broca 06) que foram melhor diagnosticadas com correções gamma.

Fisher et al.²⁴ (1995) relataram e discutiram um método para corrigir a rotação na imagem relativa ao movimento do filme. Radiografou a região de molares de uma mandíbula macerada humana, fixando uma grade metálica a fonte de raios X para corrigir o movimento do filme separadamente. Selecionaram pontos anatômicos nas imagens, geraram imagens intermediárias e corrigiram a rotação em cada área selecionada de forma individual. Os resultados mostram que a padronização não difere significativamente seja corrigida a variação de rotação de objeto e filme simultaneamente ou então separadamente.

Kido et al.⁴⁷ (1995) avaliaram a aplicação clínica de um método de subtração com apenas uma imagem radiográfica sendo a radiografia feita com uma dose maior de radiação e utilizando posteriormente na imagem subtraída um algoritmo interativo de redução de ruído. Participaram do estudo 14 radiologistas com experiência clínica e todos analisaram as imagens radiográficas digitais de tórax de 44 pacientes. Foram três tipos de imagens: radiografia digital original, radiografia com subtração de estruturas ósseas e radiografias com subtração de estruturas ósseas associado a um algoritmo interativo para

correção de ruído. Os autores, após analisar os resultados, relatam que o uso do algoritmo para redução no ruído produziu imagens subtraídas melhores quando são comparados os resultados obtidos pela técnica tradicional de subtração em relação a visualização de nódulos pulmonares.

Hausmann et al.³⁵ (1995) descreveram um dispositivo para alinhamento geométrico, utilizando sensor e luz laser para padronizar a geometria entre as incidências com o objetivo de: a) posicionar simultaneamente a cabeça do paciente e o tubo de raios X ligando-os por uma haste conectora; b) flexibilidade significativa da haste conectora; c) a execução das radiografias utilizando no indivíduo dispositivo posicionador preso ao cilindro localizador do tubo de raios X e alinhamento executado por sensor e feixe laser. As variações na angulação de exposição (geometria) para um período de seis meses foram insignificantes. Os autores relataram que a especificidade e sensibilidade encontradas para a técnica foram 98% e 75%, respectivamente.

Jeffcoat et al.⁴¹ (1996) executaram radiografias interproximais bilaterais de 17 pacientes adultos com a cabeça do paciente posicionada em cefalostato (geometria perfeita). Em 90% dos casos, as lesões ósseas interproximais foram detectadas com 6% de perda óssea. A sensibilidade e especificidade da técnica são respectivamente 91.3% e 96.7%. O método quantitativo empregado no estudo utilizou a imagem subtraída e a radiografia original para: a) isolar a área de alteração óssea; b) sobrepor a área de alteração na radiografia original para facilitar a visualização da região de alteração; c) quantificar a alteração em termos de massa;

Sander et al.⁷⁶ (1996) compararam duas técnicas para reprodução da geometria de exposição de radiografias periapicais. A primeira utilizava um dispositivo para fixação mecânica do conjunto paciente, posicionador e tubo de raios X, já a segunda utilizava dispositivo

óptico para alinhamento do paciente e tubo de raios X, por meio de feixes de luz. Após a digitalização das radiografias, foi realizada a técnica de subtração digital da imagem e calculado na imagem resultante o desvio padrão. Nos resultados, os autores observaram que não houve diferença estatística significativa comparando pelo teste t-Student o desvio padrão encontrado nas imagens subtraídas obtidas pelas duas técnicas de padronização da geometria de exposição, ambas apresentando bons resultados.

Meier et al.⁶¹ (1996) utilizaram ácido clorídrico a 70% para simular lesões periapicais em 15 mandíbulas humanas maceradas. As imagens foram obtidas utilizando o sistema para radiografia digital direto RVG e no computador as imagens foram manipuladas para brilho dos pixels, pseudocoloração e equalização de histograma. A análise por examinadores mostrou que após 8, 12, 16 e 24 horas da aplicação do ácido houve variação estatisticamente significativa na imagem do periápice. Os autores também observaram que as imagens pseudocoloridas e também aquelas após equalização do histograma foram melhores para diagnóstico.

Souza et al.⁸⁶ (1997) utilizaram a técnica de subtração digital da imagem radiográfica para avaliar a remoção de tecido cariado *in vitro* de 15 dentes pré-molares que apresentavam cárie proximal e/ou oclusal. Pela observação dos resultados os autores relatam que o método é viável para observação da remoção de tecido cariado, desde que tomados os devidos cuidados na obtenção de radiografias padronizadas.

Eickholz & Hausmann¹⁷ (1998) promoveram uma pesquisa envolvendo 24 pacientes com periodontite avançada aproveitando-se de 38 defeitos interproximais intra-ósseos. Utilizando método de mensuração linear das radiografias e análise de subtração, os autores observaram o preenchimento ósseo dos defeitos após o tratamento. A extensão dos defeitos intra-ósseos era medida no momento da cirurgia. O ganho ósseo era positivo quando observado o

preenchimento ósseo (medida linear) utilizando barreiras biodegradáveis ($p=0.002$).

Eberhard et al.¹⁶ (2000) avaliaram a progressão da desmineralização dentária utilizando a subtração digital de imagem radiográfica. Foram simuladas lesões proximais de cárie em 14 molares humanos hígidos, sendo que foram feitas cavidades tipo túnel preenchidas utilizando diferentes materiais com o objetivo era inibir a progressão das lesões. Foram realizadas radiografias semanais de controle durante um período de avaliação de 42 dias. As radiografias eram digitalizadas e logo após feita correção dos níveis de cinza entre a imagem *baseline* e a imagem de controle. A seleção de pontos anatômicos de referência facilitou a sobreposição das imagens no computador. Os valores de média para os níveis de cinza das imagens subtraídas foram analisados utilizando teste ANOVA para medidas repetidas e teste t pareado. Os resultados do estudo indicaram variações significativas nos níveis de cinza devido a progressão da desmineralização que pode ser detectada na imagem radiográfica subtraída.

Wallace et al.⁹⁸ (2001) realizaram um estudo comparando o filme *E-peed Plus* com o sensor CCD do sistema CDR da Shick e também com o sensor do tipo placa de fósforo fotoestimulável do sistema Digora, em relação a detecção de lesões periapicais simuladas *in vitro*. Utilizou mandíbulas humanas e brocas esféricas de diferentes diâmetros, radiografando inicialmente e após utilização da broca utilizando filme, sensor CCD e sensor placa de fósforo. Nos resultados encontraram uma maior sensibilidade e especificidade na análise dos avaliadores utilizando filme, seguido pelo sensor tipo placa de fósforo e por último pelo sensor tipo CCD ($p<0,001$), havendo um bom acordo intra-examinador ($k=0,5$). Os autores concluíram que o filme foi superior aos dois sensores de imagem digital sem a utilização de recursos para manipulação da imagem.

Heo et al.³⁷ (2001) avaliaram a eficácia da subtração digital radiográfica para detectar reabsorções radiculares apicais simuladas *in vitro* e compararam os resultados da avaliação por examinador dessas mesmas reabsorções utilizando filme e radiografia digital indireta (Digora). Utilizaram dez dentes humanos incisivos centrais desgastando a superfície apical de raiz com broca (0.50mm) e radiografando utilizando variações na angulação vertical e horizontal no feixe de raios X, sendo que não houve variação ($p>0,05$). Os resultados da curva ROC para os examinadores em relação a análise da radiografia convencional foi baixo ($p= 0,64$). Os autores concluem que a análise quantitativa de pequenas reabsorções apicais de raiz pode ser realizada por meio de subtração digital radiográfica.

Attaelmanan et al.⁴ (2001) compararam as relações sinal-ruído (SNRs) de seis sensores de sistemas de radiografia digital intrabucal: Visualix 1, Visualix 2, DenOptix, CDR, CDR-APS e Digora. Utilizaram exposições padronizadas para todos os sensores e os valores de SNR aumentaram até um valor máximo a um certo nível de exposição e então, dependendo em do sistema, diminuiu ou manteve-se em um nível alto com o aumento da exposição. O sistema Digora produziu o SNR mais alto com grandes fatores de exposição, já o Visualix 2 e o sistema DenOptix produziram os mais baixos valores de SNR. Os dois sensores CDR produziram SNRs bastante altos mas em uma faixa de exposição muito estreita.

Clasen & Aun¹⁰ (2001) realizaram um estudo *in vitro* comparando a radiografia digital (RVG-ui) e o filme radiográfico Kodak insight quanto ao diagnóstico de reabsorções radiculares externas em 24 incisivos centrais superiores. Os dentes foram posicionados no alvéolo de um crânio macerado para a realização das radiografias sendo que as imagens foram avaliadas por quatro examinadores. Os resultados indicaram uma superioridade estatisticamente significativa para a radiografia digital direta sobre a análise do filme radiográfico.

Chai-U-Dom et al.⁹ (2002) associaram a DSR a TACT para avaliar ganho ósseo em defeitos periodontais. Por meio da TACT podem-se transformar imagens de duas dimensões em imagens tridimensionais para exibição no computador. Os autores posicionaram materiais radiopacos em defeitos periodontais realizados numa mandíbula macerada radiografando (técnica interproximal) com sensor intrabucal digital ligado a uma máquina para tomografia (ComCAT modelo IS2000). Oito observadores avaliaram a presença ou ausência de ganho ósseo, sendo utilizado para análise dos resultados os testes ROC e ANOVA. A associação da TACT com a DSR foi superior estatisticamente a utilização da TACT isoladamente para avaliar o ganho ósseo.

Yoshioka et al.¹¹¹ (2002) realizaram um estudo com o propósito de avaliar a eficácia da DSR utilizando um sistema de imagem digital direto (RVG-S) para acompanhamento de dentes tratados endodonticamente. A variação dentro da imagem do RVG-S causada por corrente escura e variações na sensibilidade entre os pixels foram corrigidas pixel por pixel. A variação ocorrida entre as imagens foi corrigida utilizando uma escala de cobre (6 degraus de 0 a 0,56mm) presa ao sensor. A sobreposição de imagens padronizadas durante um período de avaliação de 545 dias mostrou que o valor dos pixels nas ROI periapicais aumentou após o tratamento. O método de DSR é uma ferramenta útil para avaliar a cura de processos periapicais após o tratamento endodôntico.

Nicopoulou-Karayianni et al.⁶⁶ (2002) avaliaram a recidiva de lesões periapicais em 11 pacientes que se submeteram a tratamento endodôntico. Utilizaram radiografias periapicais no tempo inicial, 3,6, 9 e 12 meses de pós-operatório para comparar por meio da DSR. As 59 radiografias padronizadas foram digitalizadas e avaliadas por quatro examinadores com experiência no assunto. Utilizando uma escala de três escores, os examinadores avaliaram todas as imagens e os resultados para a análise intra e interexaminador utilizando o teste Kappa mostra um

acordo interexaminador $p=0.001$ e um acordo intra-examinador $p=0.02$ para a análise da imagem subtraída. Foi alcançado um melhor acordo tanto intra como interexaminador utilizando a DSR para avaliação da recidiva de lesões periapicais após tratamento endodôntico.

Lehmann et al.⁵² (2002) desenvolveram um modelo tridimensional (3D) para servir de referência na análise quantitativa da imagem de subtração, simulando condições clínicas pertinentes a radiologia odontológica. Foram realizadas, *in vitro*, 51 radiografias digitais utilizando TACT para mapeamento de uma maxila humana, e das imagens 2D foram geradas projeções 3D, sendo que o ruído estrutural gerou radiografias virtuais. Essas eram semelhantes as imagens clínicas reais com respeito a forma, estrutura e textura. Pelo processo de reconstrução TACT é possível reconstruir o objeto em todas as posições e orientações de fonte, espécime, e planos de imagem resultando em um modelo 3D que pode servir como padrão ouro para testar diferentes técnicas de inscrição em DSR.

McCracken et al.⁵⁸ (2002) avaliaram a longo prazo 48 implantes mandibulares com próteses parciais fixas que permaneceram em função durante dois anos colocados em 36 macacos. A altura da crista óssea ao redor do implante foi quantificada utilizando a DSR e os resultados mostraram que os implantes de plataforma perderam mais osso na sua cortical do que os de forma radicular, (ANOVA, $p=0.05$). Após o término do tempo da pesquisa, os animais foram sacrificados e analisados histologicamente a osseointegração dos implantes. Os implantes com forma radicular apresentaram níveis de osseointegração da ordem de 62% enquanto que os implantes de plataforma apresentaram índices de osseointegração da ordem de somente 34%.

Kang & Yoon⁴³ (2002) compararam as imagens de subtração digital com a análise por radiografias periapicais com relação ao diagnóstico de cáries proximais somente em esmalte e em esmalte/dentina. Foram utilizadas 57 superfícies proximais de 36 dentes

radiografadas com um sensor RVG-ui. Os dentes foram imersos em meio de contraste solúvel em água e sendo radiografados antes e após esse procedimento. Cada dente foi então seccionado para exame histológico. 3 examinadores avaliaram as imagens digitais com e sem subtração e os resultados desses foi comparado com o padrão ouro histológico, mostrando que, a sensibilidade para o diagnóstico de cáries proximais em esmalte, utilizando a radiografia subtraída, era significativamente mais alto que simplesmente examinando a radiografia digital. Já para as lesões envolvendo esmalte/dentina, a associação de imagem subtraída com análise da radiografia periapical mostrou maiores níveis de sensibilidade.

Huh et al.³⁹ (2002) avaliaram a precisão da subtração digital de imagens adquiridas utilizando dois métodos diferentes de posicionar quatro pontos referenciais para padronização geométrica *a posteriori*. Utilizaram 36 radiografias digitais (sistema Digora) de 6 voluntários das regiões de incisivos, pré-molares e molares da maxila e mandíbula. quatro radiologistas executaram as subtrações de imagem utilizando os programas Emago e Sunny, sendo que, o desvio-padrão dos valores de cinza internamente a ROI foram avaliados estatisticamente e comparados os dois programas pelo teste tpareado. O desvio-padrão utilizando o programa Sunny foram mais baixos que no Emago ($p=0.05$). Os desvio-padrão para a área de pré-molares para ambos Sunny e Emago foram significativamente mais altos comparado as regiões anteriores e região de molares ($p=0.05$). As imagens do Sunny foram mais precisas e sensíveis que as do Emago.

Masood et al.⁵⁷ (2002) comparam a radiografia panorâmica de região Articulação Têmporo-Mandibular (ATM) com e sem aplicação de coloração e subtração digital radiográfica em relação a detecção de lesões osteofíticas simuladas no côndilo mandibular. Utilizaram três mandíbulas humanas maceradas sem patologia óssea visível nas ATM. Posicionaram quatro *chips* de diferentes tamanhos nas porções anterior do côndilo nas regiões medial, central e lateral. As

radiografias panorâmicas foram realizadas com e sem a interposição dos *chips*, sendo digitalizadas, passando por processo de subtração e uma parte dessas manipuladas para pseudo-coloração. Oito observadores avaliaram 72 imagens panorâmicas convencionais e subtraídas, manipuladas e não manipuladas procurando pela presença ou ausência de lesões ósseas osteofíticas simuladas no côndilo mandibular. O valor da área A_z sob a curva ROC foi de 0.5376 para a radiografia panorâmica, 0.7861 para a subtração digital sem manipulação e 0.7923 para a radiografia subtraída pseudo-colorida. A subtração digital radiográfica e a manipulação de imagens facilitou a detecção de lesões nas radiografias panorâmicas.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar *in vitro* a progressão da perda mineral causada pela aplicação de ácido clorídrico a 18% em esmalte proximal de dentes pré-molares humanos, utilizando imagens radiográficas digitais diretas e também a técnica de subtração digital de imagens, por meio da comparação dos valores de densidade óptica nas regiões de interesse, antes e após aplicação ácida. Os resultados foram obtidos utilizando três tempos de exposição aos raios X, com e sem a interposição de um simulador para tecidos moles.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

Este trabalho de pesquisa foi realizado utilizando 54 dentes de humanos, pré-molares, provenientes das cirurgias realizadas para remoção de dentes inclusos, portadores de doença periodontal avançada ou por indicação ortodôntica, realizadas na clínica de cirurgia bucomaxilofacial da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (FOSJC), Universidade Estadual Paulista (UNESP) (aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa - CEP da FOSJC/UNESP, protocolo 004/2002 - PH/CEP, resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde – CNS, Anexo A). O critério para escolha dos dentes foi o de integridade das coroas dos mesmos.

Aparelho radiográfico com corrente contínua Gendex 765DC (*Gendex Dental Systems, Dentsply International, Chigado, IL, USA*) trabalhando em regime de 65KVp e 7mA com filtração de 2mm/Al, ponto focal efetivo de 0,4mm³ e área focal de 6cm.

Sistema de radiografia digital direta intrabucal (Figura 1) Visualix Gx-S HDI (*Gendex Dental Systems, Dentsply International, Chigado, IL, USA*).

Computador Pentium III, processador de 1.4GHz, 128Mb memória RAM, disco rígido de 40 Gb, monitor LG *Studioworks 17"* (LG Electronics, Taubaté, SP, Brasil).

Programa de computador VixWin 2000 (*Gendex Dental Systems, Dentsply International, Chigado, IL, USA*) que acompanha o

sistema Visualix e programa Image Tool versão 1.27 (*University of Texas Health Sciences Center, San Antonio, Texas, USA*) para execução das subtrações digitais de imagem radiográfica e análise dos níveis médios de cinza na Região de Interesse (*ROI – Region of Interest*).

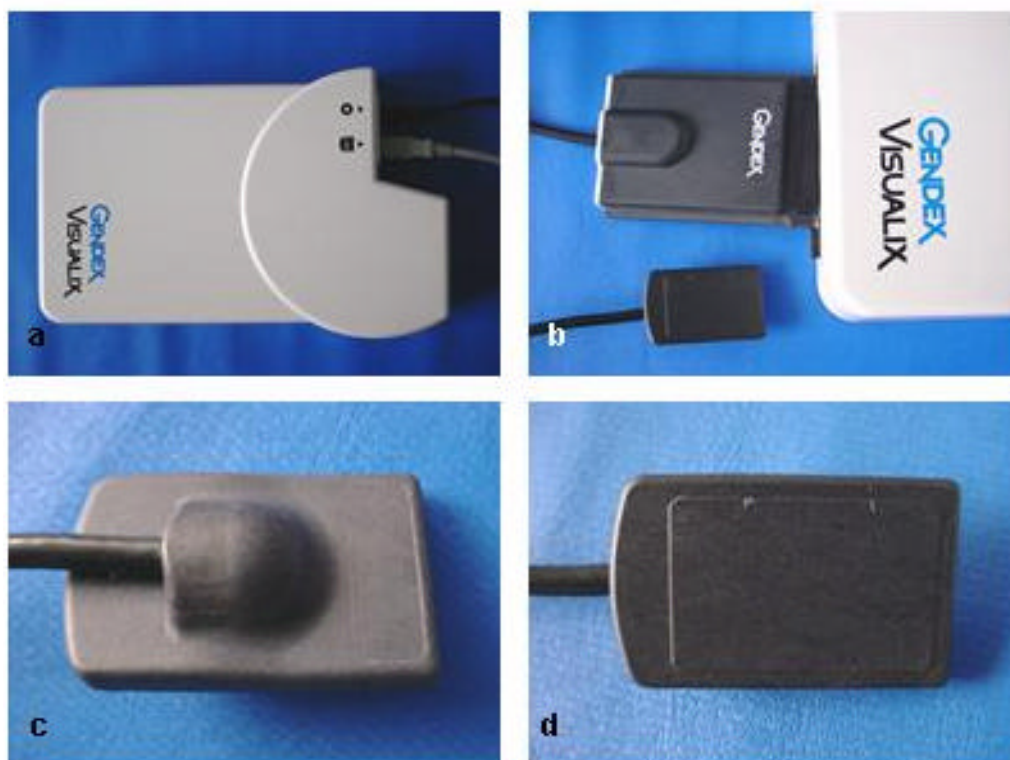


FIGURA 1 – Sistema radiográfico Visualix Gx-S HDI: a) dispositivo intermediário (IME – *Intermédia Eletronicallly*); b) ligação do sensor CCD ao dispositivo intermediário; c) vista ampliada da face posterior; d) vista ampliada face de exposição do sensor.

4.2 Método

Em todos os 54 dentes foi aplicado ácido clorídrico a 18% em uma das faces proximais, radiografando os corpos de prova antes e

após a aplicação, com o sensor CCD do sistema de radiografia digital direto Visualix. As radiografias digitais foram transferidas para o programa Image Tool 1.27 onde foi selecionada a ROI e feita a análise quantitativa por meio de subtração radiográfica de imagem, sobrepondo a radiografia após a aplicação do ácido sobre a inicial.

4.2.1 Preparação e inclusão dos dentes

Todos os dentes tiveram possíveis dilacerações de raiz e outras áreas de retenção removidas utilizando disco de carborundum em peça reta (Figuras 2a, 2d). Com isso não se corria o risco de não conseguir remover o dente do gesso pedra, após a inclusão do mesmo.

Foi confeccionado um recipiente de vidro (Figura 2c) com dimensões de 4,2cm de comprimento, 3,0cm de espessura e 2,0cm de altura, com a parte superior e a parte inferior vazadas, para a padronização dos blocos de inclusão confeccionados com gesso tipo IV. Para a inclusão dos dentes na base, o recipiente foi posicionado sobre uma placa de vidro. O gesso, após manipulação manual, era acomodado no interior do recipiente e os dentes, devidamente vaselinados, eram então, introduzidos no material, mantendo um ponto de contato efetivo, com as raízes paralelas entre si.

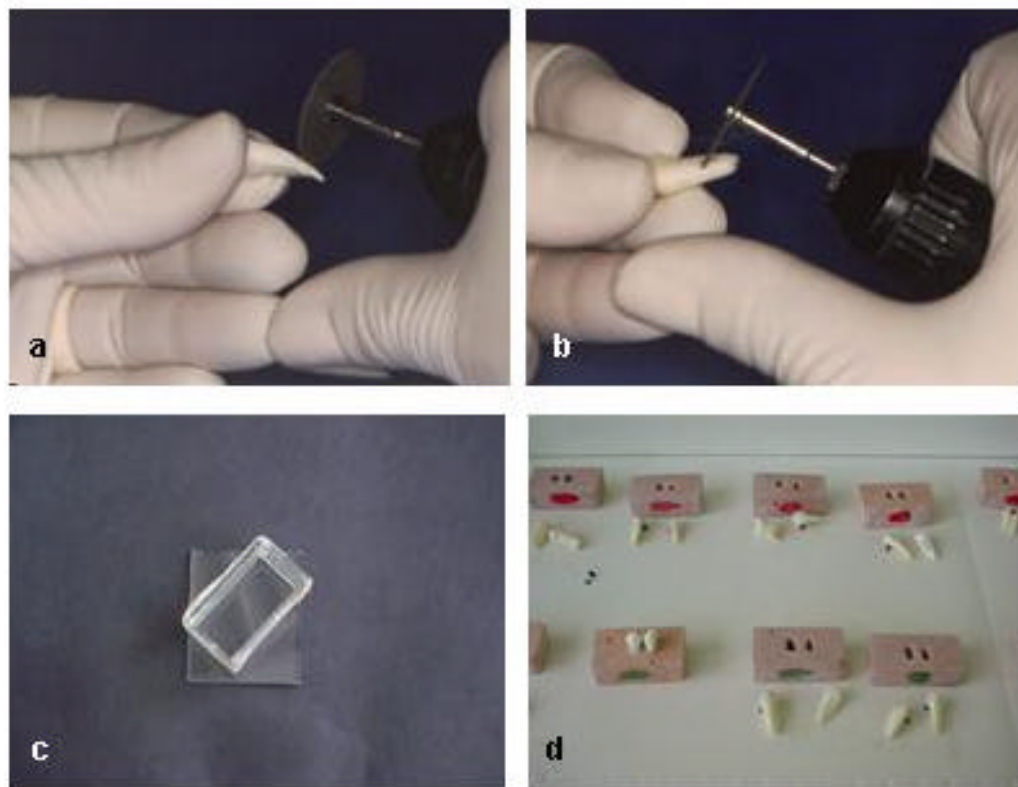


FIGURA 2 – Preparo e inclusão dos dentes: a) remoção de possíveis retenções (dilaceração) antes de incluir no gesso; b) aplainamento das irregularidades de raiz; c) recipiente de vidro de vidro que serviu de forma para padronização dos blocos de inclusão; d) blocos de inclusão.

4.2.2 Simulador de tecidos moles

Foi utilizado um dispositivo de resina acrílica incolor termopolimerizável medindo 1X4X3cm de espessura, comprimento e altura respectivamente com o objetivo de mimetizar uma situação mais próxima quanto possível da que ocorre clinicamente. As radiografias

foram realizadas com e sem a interposição desse simulador para avaliar a possível influência do mesmo nos tons de cinza da imagem subtraída.

4.2.3 Proteção dos dentes e delimitação da área para ataque ácido

Utilizando um delineador, marcou-se o equador anatômico de todos os dentes, com o objetivo de aplicar o ácido logo abaixo dessa marcação, em face proximal, por ser esse o local mais propício para formação da lesão de cárie dentária.

Utilizando borracha de câmara de automóvel e perfurador para borracha, foi confeccionado para cada dente um cone desse material medindo aproximadamente 1mm de diâmetro (Figura 3). Em cada dente das duplas foi colado um desses cones, utilizando cola tenaz, em uma das faces proximais, sendo que eram utilizadas as faces opostas de ambos os dentes da dupla, ou seja, mesial de um e distal de outro.

Após, o dente era inteiramente (coroa e raiz) protegido com base para unhas Colorama incolor (Figura 3), e depois de seco era removido o cone de borracha utilizando uma agulha para anestesia peridural.

Então ao final do procedimento o dente estava inteiramente protegido contra a ação do ácido com exceção dessa pequena janela circular padronizada, onde o ácido agiu sobre o esmalte proximal exposto, pelos períodos de tempo utilizados na pesquisa.

O objetivo da janela de esmalte exposto é possibilitar a aplicação do ácido em esmalte proximal simulando uma lesão de cárie inicial nessa superfície.

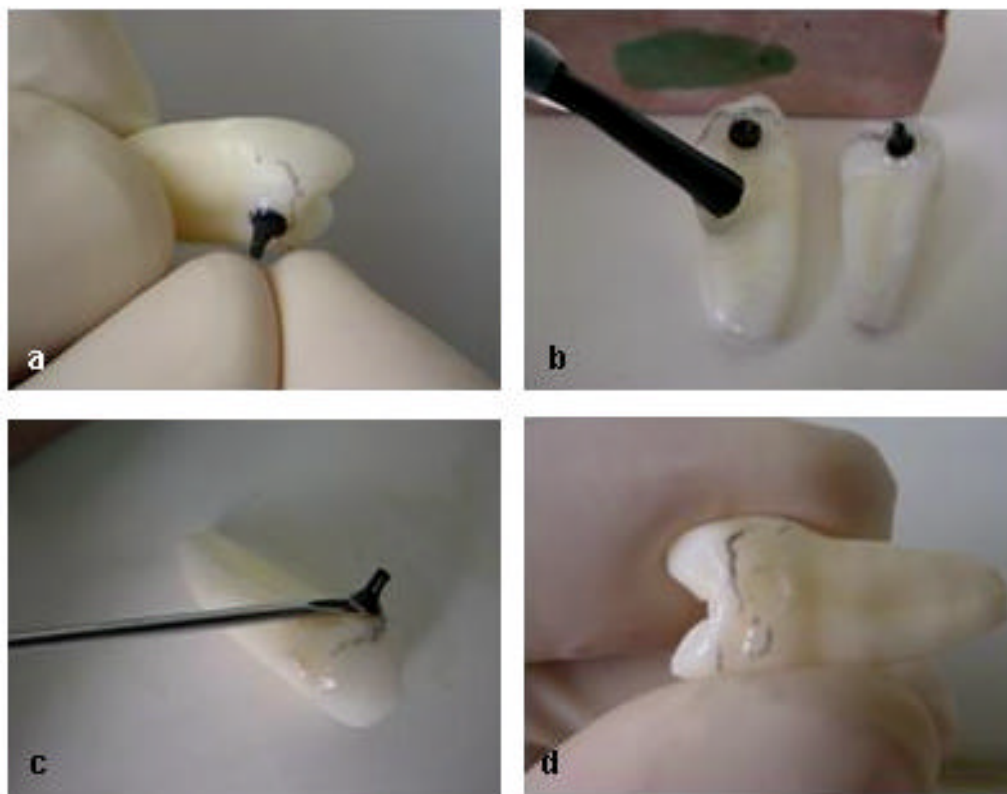


FIGURA 3 – Proteção dos dentes e área para ataque ácido: a) colagem do cone em face proximal; b) proteção do dente com esmalte para unhas; c) remoção do cone de borracha; d) área circular de esmalte exposto onde irá agir o ácido.

4.2.4 Sequência de aplicação do ácido e radiografias

O ácido clorídrico é produzido pela queima dos gases Cloro e Hidrogênio seguido de absorção em água. O Ácido Clorídrico é uma solução aquosa de Cloreto de Hidrogênio com cerca de 30% HCl, apresentando-se como líquido fumegante claro e ligeiramente amarelo de odor pungente e irritante. Esse ácido foi armazenado em um recipiente de

vidro âmbar porque o vidro é um material que resiste muito bem a ação desse ácido.

Os 54 dentes foram divididos em três grupos de 18 dentes, ou seja, nove blocos contendo uma dupla de dentes cada um. Cada grupo seria submetido a aplicação do ácido por períodos de tempo diferentes. Antes do início da aplicação do ácido, foram realizadas radiografias de controle para cada par de dentes. Após essa etapa, a dupla de dentes foi mergulhada em recipiente de vidro contendo 50mL de ácido clorídrico a 18%. O ácido agiu sobre o esmalte exposto na janela da face proximal de ambos os dentes, utilizando-se a mesial de um e a distal do outro.

O ácido foi aplicado pelo tempo de 2, 3.5 e 5 minutos em cada grupo de 18 dentes separadamente. Após o dente ser removido do ácido era lavado com água corrente, seco e então recolocado em posição restabelecendo o contato proximal possibilitando a nova radiografia.

No total foram realizadas 324 radiografias utilizando três valores de exposição aos raios X: 0.025, 0.050 e 0.100s, ou então, 0.17, 0.35 e 0.7mAs, respectivamente, sendo que as imagens foram obtidas com e sem a interposição do simulador para tecidos moles e uma incidência para cada situação: inicial ou controle, e final ou após aplicação do ácido. Dessas radiografias foram obtidas 162 imagens subtraídas que foram utilizadas para avaliar a possível progressão da erosão em esmalte proximal.

Todas as imagens foram arquivadas no formato BMP (*Bitmaps do Windows*) para não haver perda de qualidade nas mesmas, e por consequência prejudicar os resultados da pesquisa, sendo que, os arquivos ocupavam em média 1Mb no disco rígido.

Para observar a perda mineral que ocorreu no esmalte proximal por consequência da aplicação ácida, dois dentes de cada um dos três grupos integrantes da amostra, foram colocados em um microscópio eletrônico de varredura (MEV), sem passar pela etapa de metalização, e

por radiação retroespalhada obtiveram-se as imagens apresentadas na Figura 4.

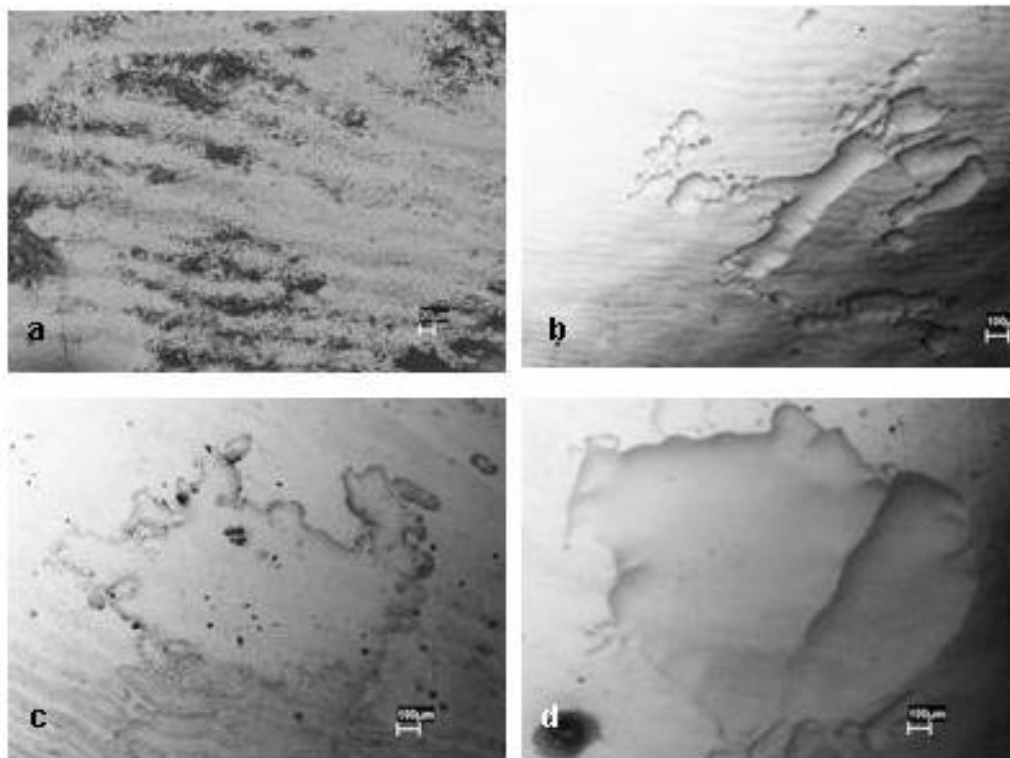


FIGURA 4 – Seqüência de análise MEV: a) microscopia eletrônica de varredura (aumento x200) mostrando superfície de esmalte hígida; b) após 2 minutos aplicação do ácido; c) 3.5 minutos; d) 5 minutos.

A MEV teve caráter unicamente ilustrativo e não fez parte diretamente dos métodos empregados na presente pesquisa. Apenas achou-se conveniente ilustrar o que ocorreu em esmalte dentário como consequência da aplicação do ácido clorídrico a 18%.

4.2.5 Radiografias digitais diretas

A base de gesso contendo os dentes foi acomodada juntamente com o sensor sobre o posicionador tipo *Rinn* que acompanha o sistema *Visualix*. O conjunto foi mantido estável por um bloco de gesso comum que serviu de base para o posicionador (Figura 5). A distância fonte/sensor foi de 30cm.

Foi utilizada uma escala em milímetros equivalente alumínio (mm/eq/Al) para facilitar a correção de contraste entre as imagens. Essa escala foi radiografada junto ao bloco de gesso pedra contendo os dentes para servir de referência no momento do histograma.

O sensor CCD tem alta sensibilidade e por isso necessita tempos de exposição bem inferiores. Por isso foi utilizado um aparelho radiográfico com corrente contínua (tipo DC, alta frequência, com conversor eletrônico). Tal aparelho pode proporcionar quilovoltagem (KVP) estabilizada e grande possibilidade de repetição da dose de exposição em breves intervalos de tempo, além do que permite a realização de radiografias com valores de exposição bem baixos, na ordem de 0.020s.

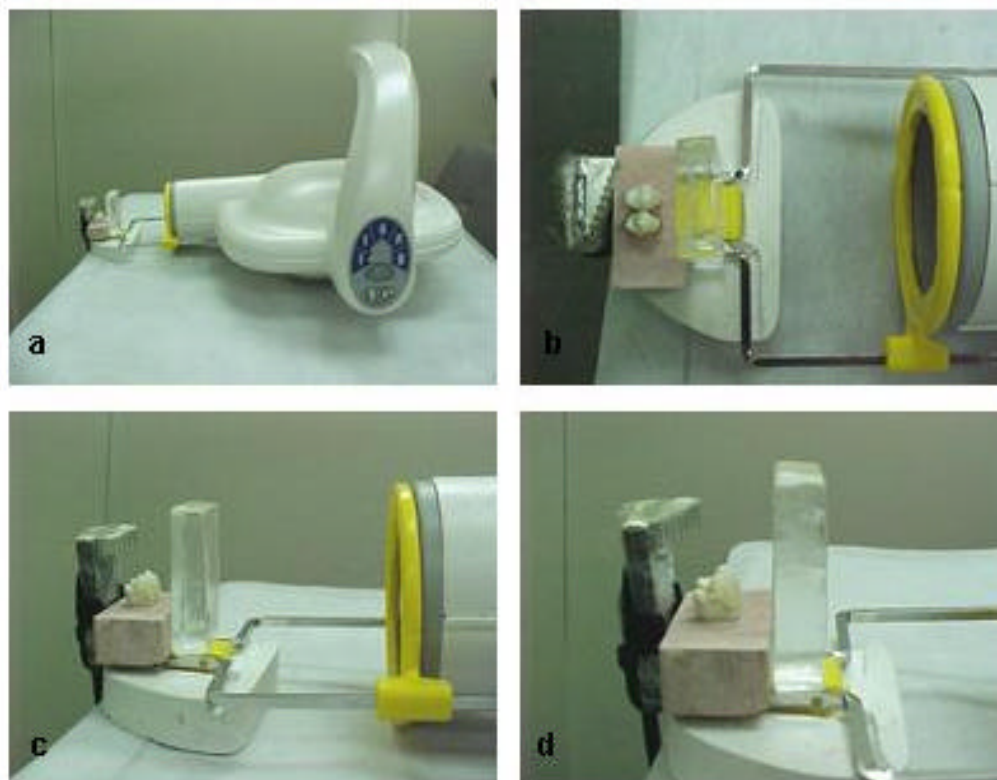


FIGURA 5 – Técnica radiográfica: a) esquema ilustrando a base de gesso pedra acomodada sobre o posicionador de Rinn estando esse fixo a uma base de gesso comum em vista lateral; b) vista superior; c) detalhe mostrando o sensor encaixado no posicionador; d) fixo ao sensor a escala de alumínio.

4.2.6 Tratamento das imagens

As imagens passaram por um procedimento de correção de contraste tendo como referência a imagem da escala de alumínio. O programa Image Tool permitiu a sobreposição automática das imagens duas a duas, sendo que sempre era sobreposta a imagem após a ação do

ácido sobre a inicial. Antes de sobrepor as imagens foi preciso definir a ROI de cada imagem com o objetivo de minimizar os erros de alinhamento geométrico. A ROI ocupava um espaço de 932Kb em disco rígido, semelhante ao ocupado pela imagem subtraída resultante.

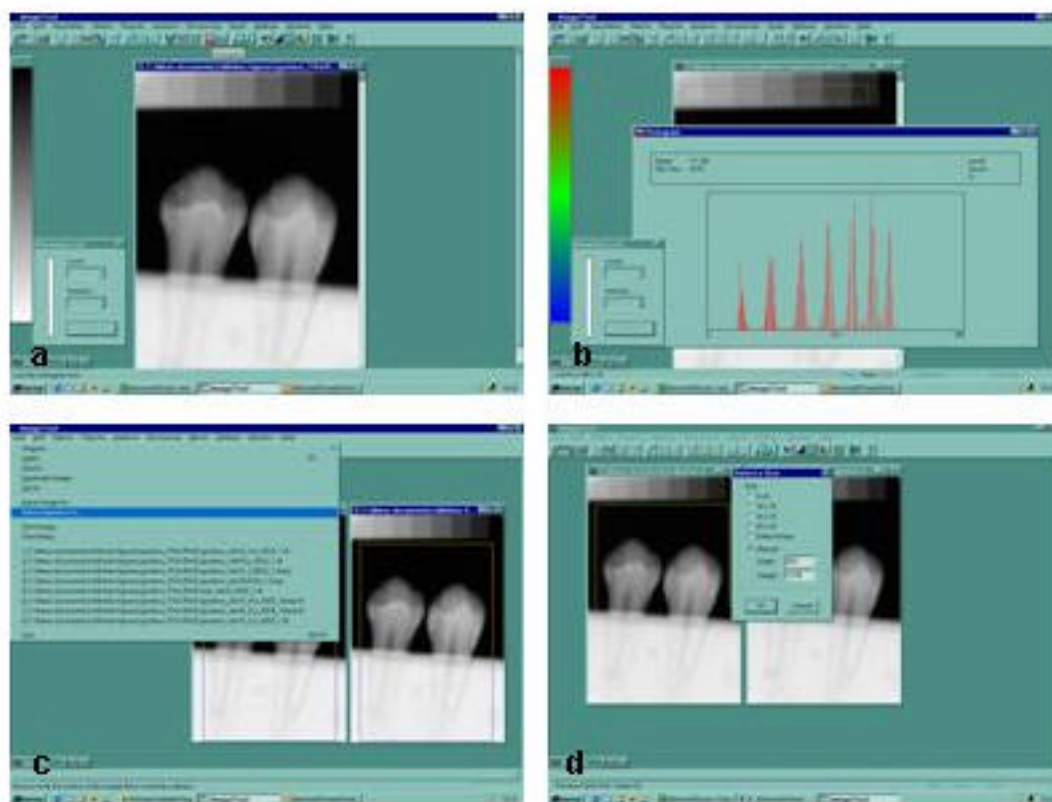


FIGURA 6 – Manuseio das imagens no programa Image Tool: a) imagem da dupla de dentes na tela do programa Image Tool; b) padronização do contraste entre as radiografias utilizando o histograma na imagem da escala de alumínio; c,d) seleção das ROI medindo 1200 X 800 pixels de altura e largura, respectivamente.

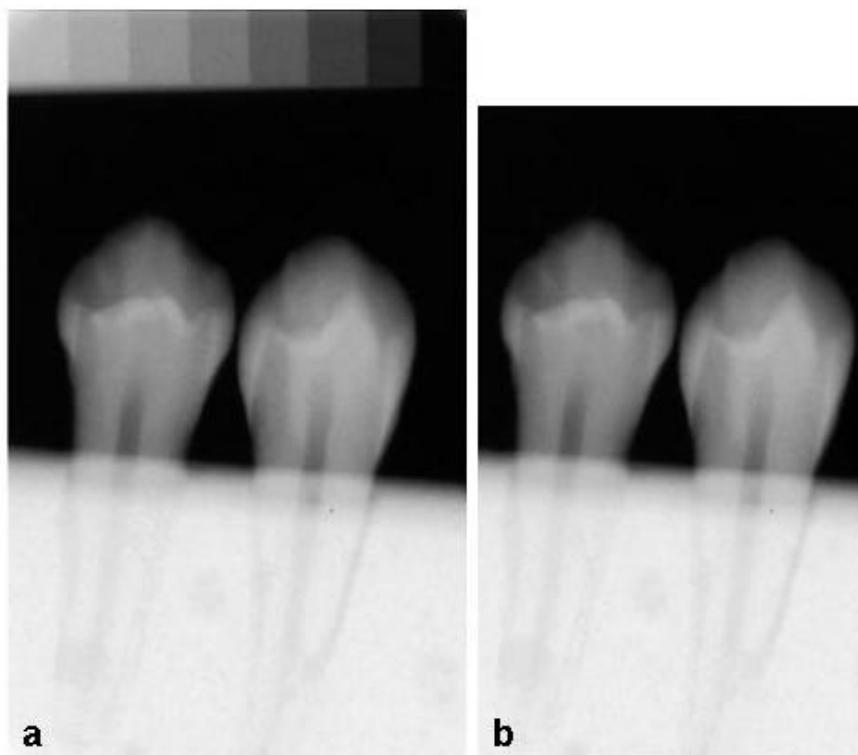


FIGURA 7 – Radiografias digitais: a) imagem original; b) ROI para subtração.

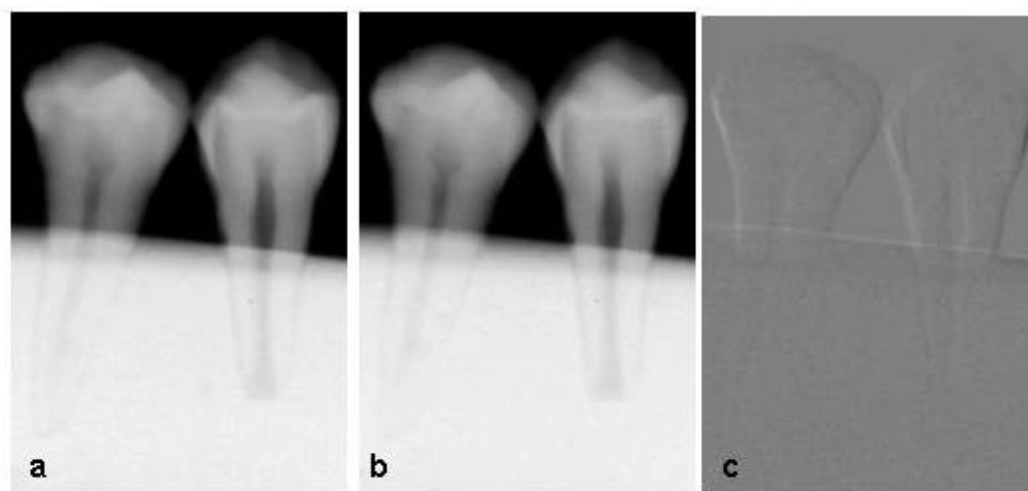


FIGURA 8 – Radiografias digitais para o tempo de aplicação ácida de 2 min: a) radiografia inicial; b) radiografia final; c) radiografia subtraída.

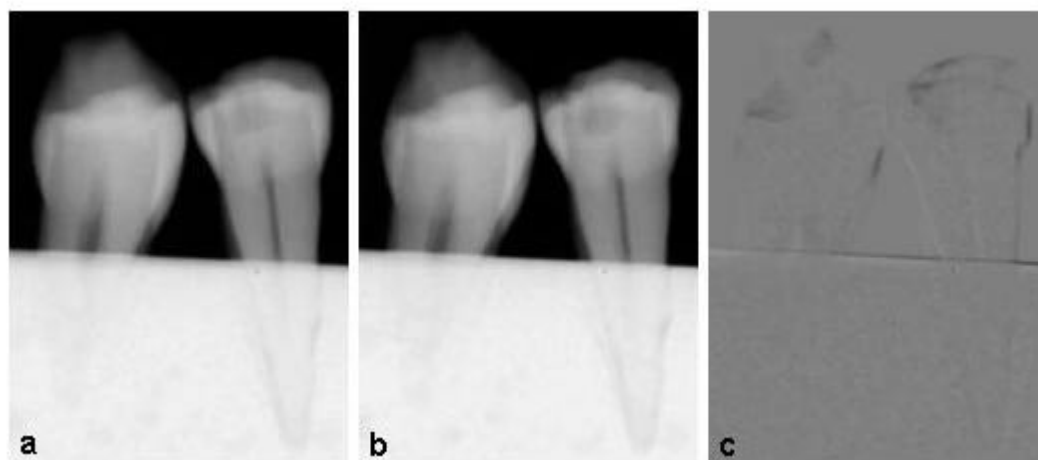


FIGURA 9 – Radiografias digitais para o tempo de aplicação ácida de 3,5 minutos: a) radiografia inicial; b) radiografia final; c) imagem subtraída.

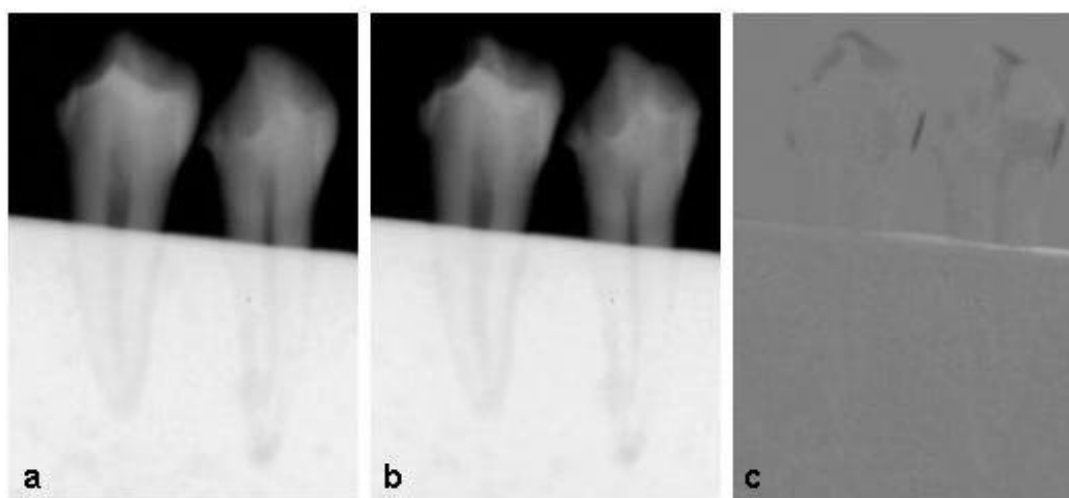


FIGURA 10 – Radiografias digitais para o tempo de aplicação ácida de 5 min: a) inicial; b) radiografia final; c) imagem subtraída.

4.2.7 Técnica de subtração digital radiográfica

Após as imagens estarem dentro do programa Image Tool, foi possível subtrair as diferenças existentes entre a radiografia inicial e após aplicação de ácido para cada dupla de dentes (Figuras 8, 9 e 10).

Como imagem um era selecionada sempre a inicial e como imagem dois aquela após aplicação do ácido. A ordem das imagens para subtração foi sempre essa, a fim de melhor padronizar as propriedades da imagem subtraída resultante. A observação visual da radiografia subtraída permitiu dizer se houve ou não alteração, já que, nas regiões idênticas temos um nível de cinza neutro correspondendo aproximadamente a 128 e nos locais onde houve perda mineral detectável, observou-se uma tonalidade mais escura.

Foram selecionados quatro pontos em região sadia do esmalte e 4 pontos em região escurecida onde houve perda mineral. Para esses pontos era feita uma média do valor de cinza da região para posteriormente comparar a zona sadia com a zona onde houve aplicação do ácido e perda mineral visível na imagem subtraída (Figura 11). Esses mesmos quatro pontos foram marcados também nas imagens inicial e final, utilizando como referência a imagem subtraída (Figura 12).

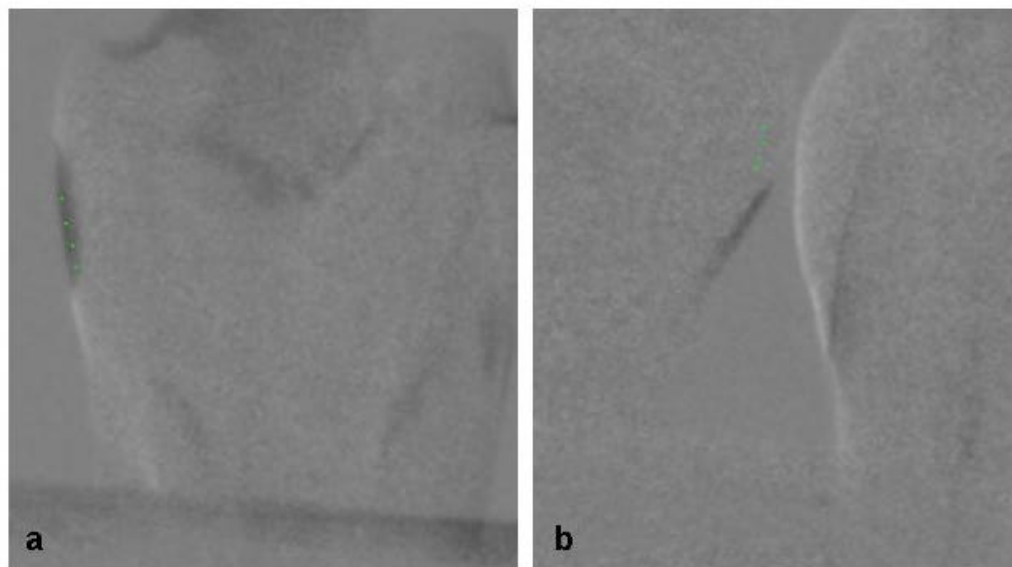


FIGURA 11 – Manuseio das imagens subtraídas no programa Image Tool: a) marcação dos pontos para obter os valores dos níveis de cinza que foram utilizados na análise estatística, detalhe da marcação em região com perda mineral; b) marcação dos pontos em região sadia.

4.2.8 Avaliação das imagens

Obteve-se a média dos níveis de cinza para todas as imagens originais (inicial e final) com o objetivo de avaliar o papel do simulador para tecidos moles e a variação nos valores de exposição aos raios X. nos tons de cinza dos pixels formadores da imagem.

Também foi avaliado nas ROI, em imagem inicial (antes da aplicação ácida) e final (após a aplicação ácida), a possível existência de variações nos níveis de cinza devido a utilização do ácido em esmalte, e qual a relação com a progressão do tempo de aplicação do mesmo.

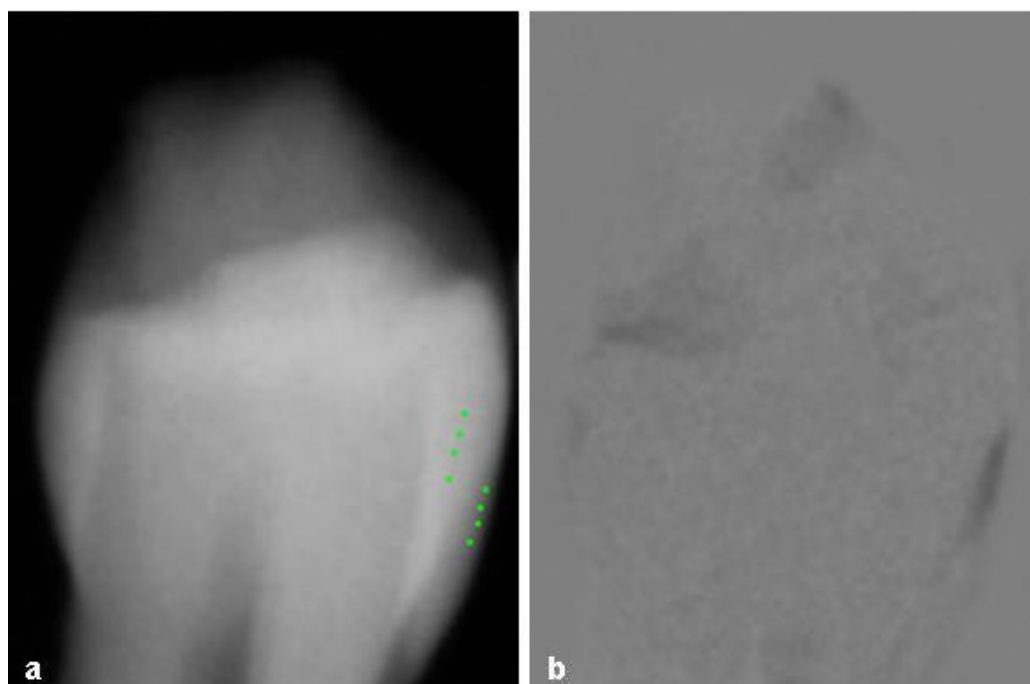


FIGURA 12 – Análise dos valores de densidade óptica nas imagens originais: a) marcação dos pontos na imagem original; b) utilização da imagem subtraída como referência.

4.2.9 Análise estatística

Os valores de média (MD) da distribuição dos níveis de cinza encontrados nas imagens inicial e final e também nas imagens subtraídas, foram as variáveis utilizadas na análise estatística. O objetivo foi procurar diferenças devido ao uso de simulador para tecidos moles, variação nos valores de exposição aos raios X, aumento no tempo de aplicação do ácido em esmalte proximal e também diferenças entre o antes e após aplicação do ácido em superfície proximal.

Utilizando esses valores foi aplicado o teste *ANOVA* para medidas repetidas, com o objetivo de verificar nas imagens, a existência de diferença significativa nos níveis de cinza devido a aplicação de ácido e sua relação com o tempo de ação desse ácido no esmalte.

Em geral, o propósito da análise de variância (*ANOVA*) é testar a existência de diferenças significativas entre meios. Se forem comparadas somente duas variáveis, então *ANOVA* dará os mesmos resultados que o teste *t* para amostras independentes (comparação de dois grupos diferentes), ou o teste *t* para amostras dependentes (comparação de duas variáveis em um número fixo de casos ou observações).

Por que chamar de análise de variância? Pode parecer estranho que um procedimento que compara variáveis é chamado análise de variância. Porém, este nome é derivado do fato de que, para testar significado estatístico entre variáveis, compara-se de fato, variâncias.

Normalmente, após obter um *F* significativo no teste *ANOVA*, deseja-se saber quais integrantes da amostra contribuíram para o efeito, ou seja, que grupos são particularmente diferentes de um ao outro. Na verdade é uma espécie de série de testes *t* simples para comparar todos os possíveis pares de meios. Os níveis de probabilidade informados superestimariam o significado estatístico de diferenças más de fato. O teste *t* para amostras independentes testa se dois meios são significativamente diferentes um do outro, contanto que eles sejam as únicas duas amostras comparadas. As comparações por testes de *HSD* levam em conta o fato que mais de duas amostras foram comparadas.

Tukey HSD é equivalente ao teste *t* para amostras independentes, baseado nos grupos envolvidos na comparação. Depois de escolher esta opção, uma matriz de *p*-valores será exibida em uma tabela. Esses *p*-valores indicam o significado da comparação entre os respectivos pares de meios.

Para análise estatística dos dados foram utilizados os programas STATISTICA *for windows* (versão 5.0, StatSoft Inc., Tulsa, OK, USA) e STATISTIX *for windows* (versão 7.0, 2000, Analytical Software, Inc.).

5 RESULTADOS

A análise estatística dos dados obtidos será apresentada em duas partes: a) análise da influência dos diferentes valores de exposição aos raios X e do uso de simulador para tecidos moles nos níveis de cinza das imagens radiográficas originais e subtraídas; b) análise da influência da progressão da perda mineral em esmalte proximal nos níveis de cinza das ROI para imagens radiográficas originais e subtraídas.

5.1 Análise dos diferentes valores de exposição aos raios X e do uso de simulador para tecidos moles

As imagens radiográficas digitais iniciais e finais foram analisadas levando em consideração as alterações nos níveis de cinza dos pixels que formavam as imagens.

Pode-se observar pela análise da Figura 13, a relação dos três valores de exposição aos raios X e do uso de simulador para tecidos moles, com a média dos níveis de cinza nas imagens originais e também a interação entre essas duas variáveis.

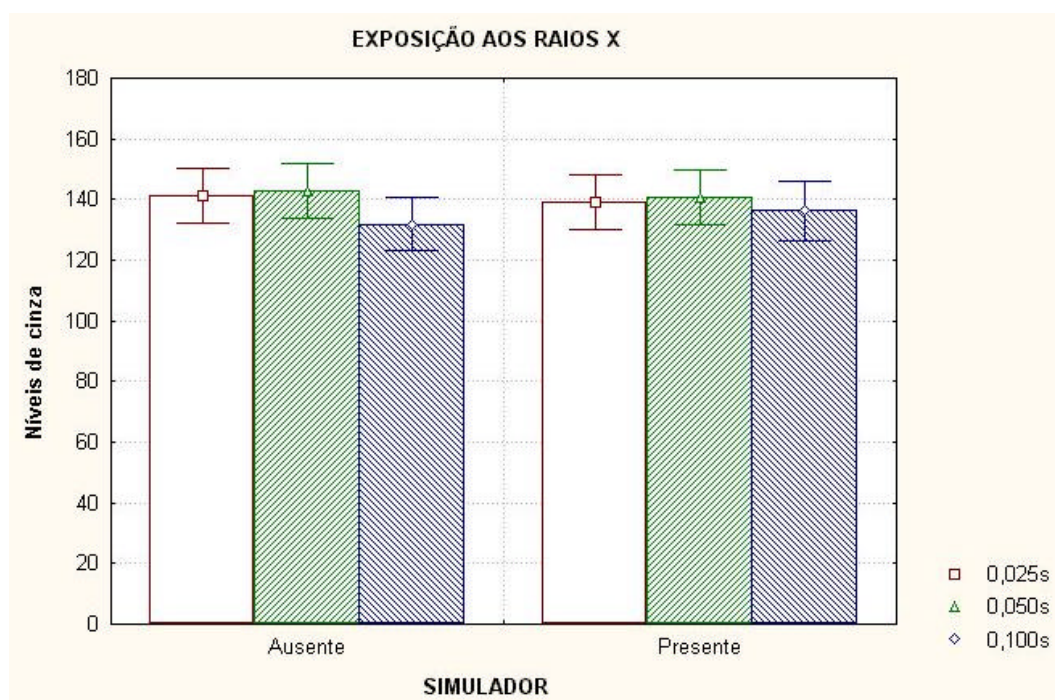


FIGURA 13 – Média e desvio padrão dos dados (níveis de cinza) para as imagens radiográficas originais iniciais e finais, levando em consideração os valores de exposição aos raios X de 0,025; 0,050 e 0,100s. As colunas mostram a distribuição destes dados na presença e ausência de simulador para tecidos moles.

Pela análise dos dados da Tabela 1 pode-se observar a estatística descritiva básica para os diferentes valores de exposição aos raios X.

Tabela 1 – Estatística descritiva dos dados para os diferentes valores de exposição aos raios X

Tempo de exposição aos raios X	Min	Média	DP	C.V.(%)	Max
0,025s	123,52	140,18	8,91	6,35	154,31
0,050s	125,19	141,73	8,93	6,30	155,99
0,100s	115,75	134,13	9,44	7,04	149,95

Pela observação do gráfico da Figura 13, e também dos dados da Tabela 1, pode-se notar que, a média dos níveis de cinza decresce à medida que aumentam os valores de exposição aos raios X. Já o DP, ou seja, o ruído da imagem, cresce a medida que aumentam os valores de exposição aos raios X. Porém, devido a característica do sensor HDI em compensar sub ou sobre-exposições aos raios X (amplitude dinâmica), a média dos para os níveis de cinza obtida com 0.050s de exposição é superior a obtida com 0.025s.

A análise dos dados para a utilização de simulador de tecidos moles pode ser observada na Tabela 2.

Tabela 2 – Estatística descritiva básica para os dados da distribuição dos níveis de cinza nas imagens radiográficas originais considerando o uso de simulador

Simulador para tecidos moles	Min	Média	DP	C.V.(%)	Max
Ausente	115,75	138,59	10,04	7,25	155,99
Presente	121,77	138,77	9,24	6,66	152,54

As médias dos níveis de cinza nas imagens em ausência e presença do simulador para tecidos moles foram bastante próximas, bem como o DP que foi ligeiramente mais baixo para presença de simulador. Observando o gráfico da Figura 13 pode-se notar que para os valores de exposição aos raios X mais baixos de 0,025s e 0,050s as colunas de dados estão ligeiramente mais baixas para a presença de simulador enquanto que o esperado fosse o contrário. Já para o valor de exposição de 0,100s a coluna dos dados de média está maior para presença de simulador. Isto ocorreu, provavelmente, devido a uma característica do sensor para compensar o contraste da imagem radiográfica em baixas exposições aos raios X.

Os dados do teste ANOVA, expressos na Tabela 3, relacionam os níveis de cinza das imagens radiográficas com os valores de exposição aos raios X, e mostram a interação desses e a utilização do simulador para tecidos moles. Já na tabela 4 estão descritos os resultados do teste Tukey para a variável exposição aos raios X e uso do simulador.

Tabela 3 – ANOVA para os dados dos diferentes valores de exposição aos raios X e presença do simulador para tecidos moles

Efeito	gl	SQ	QM	F	<i>p</i> -valor
Tempos de exposição					
aos raios X	2	293.10	146.55	77.26	0.00
Utilização de simulador	1	351.45	351.45	49.11	0.00
Interação	2	59.83	29.91	2.84	0.06

O teste ANOVA mostra diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) para os dados referentes as variáveis: exposição aos raios X e presença do simulador para tecidos moles. Também para a interação entre essas duas variáveis, o resultado de $p = 0,06$ é praticamente significativo. Pode-se observar na Tabela 4 os resultados obtidos utilizando o teste Tukey para os dados de tempos de exposição aos raios X e utilização de simulador para tecidos moles.

Tabela 4 – Teste Tukey HSD para os diferentes valores de exposição aos raios X e presença do simulador para tecidos moles

Tempos de exposição aos raios X	Simulador de tecidos moles	Média	Grupos Homogêneos
0,050s	Ausente	142,64	A
0,025s	Ausente	141,25	A B
0,050s	Presente	140,81	A B
0,100s	Ausente	140,81	A B
0,025s	Presente	139,12	C
0,100s	Presente	136,39	D

As médias não apresentaram diferença significativa entre si, entre: a) 0,025s-ausente; b) 0,050s-presente; c) 0,100s-ausente. Para todas as outras combinações existe diferença significativa, ou seja, os grupos homogêneos A-B-C-D diferem entre si. A análise das médias dos valores dos pixels, obtidas nas imagens radiográficas originais, permite observar que, a variação na exposição aos raios X e também o uso de simulador para tecidos moles exercem influência estatisticamente significativa nas mesmas.

Pode-se observar na Figura 14 o gráfico com a interação das médias para os valores de exposição aos raios X e uso do simulador para as imagens radiográficas originais.

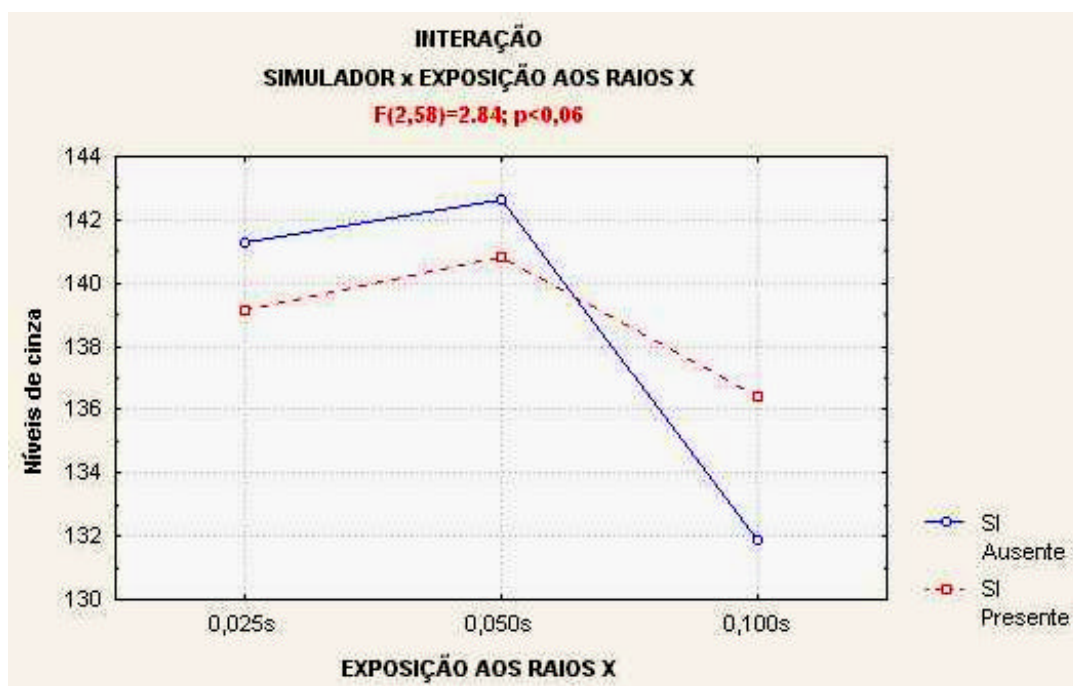


FIGURA 14 – Gráfico das médias para a interação entre os dados dos níveis de cinza nas imagens radiográficas para valores de exposição aos raios X e uso de simulador para tecidos moles. O valor de $p=0.06$ não foi significativo para a interação.

Pode-se observar pela análise da Figura 15, o papel da variação nos valores de exposição aos raios X e o uso de simulador também na média dos níveis de cinza formadores das imagens subtraídas resultantes da sobreposição da radiografia pós-aplicação do ácido sobre a inicial.

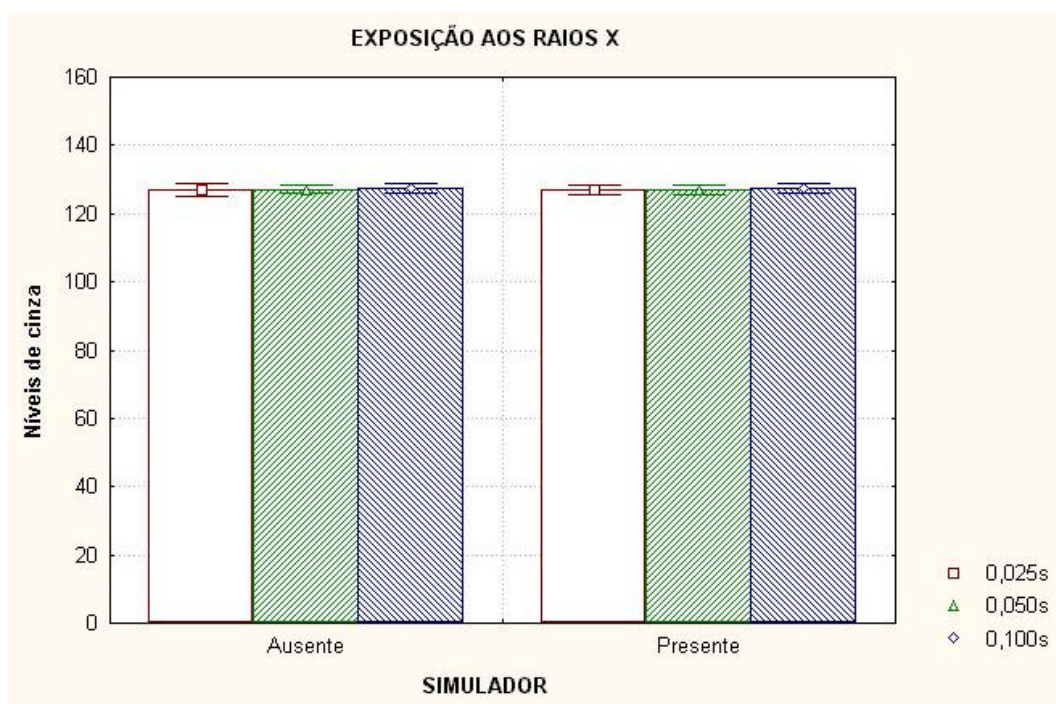


FIGURA 15 – Média e desvio padrão dos dados (níveis de cinza) nas imagens subtraídas, para os valores de exposição aos raios X e presença ou ausência da interposição do simulador para tecidos moles.

Pode-se observar na Tabela 5, a média e desvio padrão dos níveis de cinza nas imagens subtraídas, para os dados considerando os valores de exposição aos raios X.

Tabela 5 – Estatística descritiva dos dados obtidos para a distribuição dos níveis de cinza nas imagens subtraídas considerando os valores de exposição aos raios X

Tempos de exposição aos raios X	Min	Média	DP	C.V.(%)	Max
0,025s	123,53	127,05	1,50	1,18	131,66
0,050s	124,05	127,00	1,20	0,95	130,29
0,100s	123,93	127,36	1,27	0,99	131,01

Pela análise dos dados das Tabelas 5 e 6, pode-se observar que, a média e o DP dos níveis de cinza nas imagens subtraídas se mantêm razoavelmente constantes, mesmo variando a exposição aos raios X ou então na ausência ou presença de simulador para tecidos moles. Pode-se observar que as médias ficam em torno de 127, já que esse é o valor de cinza neutro, obtido pela sobreposição de duas imagens idênticas.

Tabela 6 – Estatística descritiva básica dos dados para a distribuição dos níveis de cinza nas imagens subtraídas considerando a presença de simulador para tecidos moles

Simulador para tecidos moles	Min	Média	DP	C.V.(%)	Max
Ausente	124,05	127,13	1,38	1,09	131,66
Presente	123,53	127,15	1,28	1,01	130,55

Pela análise dos dados dispostos na Tabela 7 pode-se observar o resultado do teste ANOVA para exposição aos raios X e uso do simulador de tecidos moles, levando em consideração os níveis de cinza das imagens subtraídas.

Tabela 7 – ANOVA para os dados de valores de exposição aos raios X e uso do simulador para tecidos moles nas imagens subtraídas

Efeito	gl	SQ	QM	F	<i>p</i> -valor
Tempo de exposição aos raios X					
raios X	2	4,20	2,10	2,33	0,10
Utilização de simulador	1	0,01	0,01	0,03	0,86
Interação	2	0,55	0,27	0,18	0,83

Pode-se verificar pela análise da Figura 16 a representação da interação entre as variáveis utilização de um simulador para tecidos moles e valores de exposição aos raios X nas imagens subtraídas.

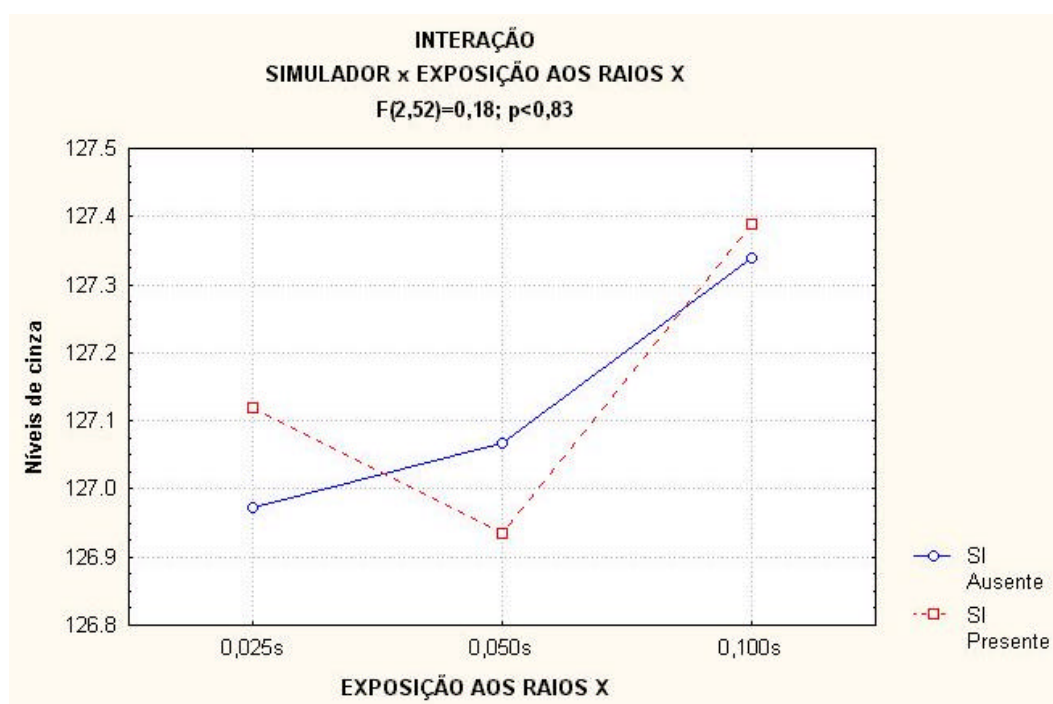


FIGURA 16 – Gráfico de médias para interação dos dados de exposição aos raios X e presença de simulador para tecidos moles nas imagens subtraídas. O valor de $p=0,83$ não foi significativo para interação.

A análise dos resultados do teste ANOVA e também do gráfico de interação das médias, permite observar que, não existe variação significativa nas médias dos níveis de cinza das imagens subtraídas devido a uma variação nos fatores de exposição aos raios X ou então a interposição de um simulador para tecidos moles.

5.2 Análise da progressão da perda mineral em esmalte proximal

Pode-se observar na Figura 17 a relação dos três tempos de aplicação do ácido em esmalte proximal (2, 3.5 e 5 minutos) com a média dos níveis de cinza nas imagens radiográficas originais.

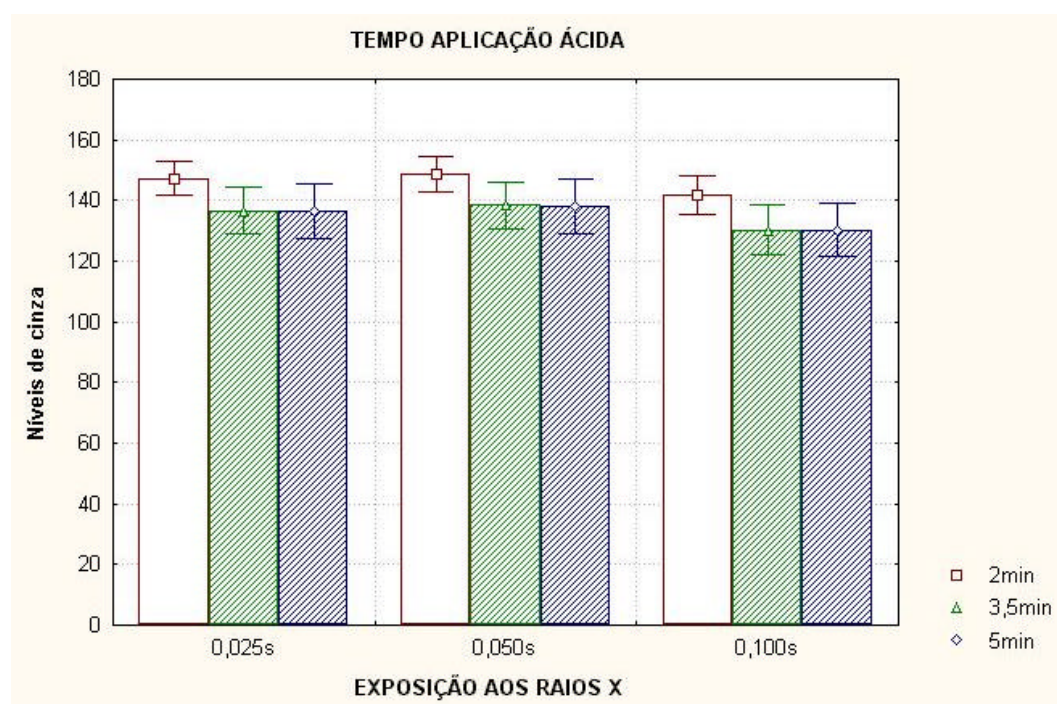


FIGURA 17 – Média e DP para os dados de distribuição dos níveis de cinza nas ROI das imagens radiográficas originais, considerando os diferentes tempos de aplicação do ácido em esmalte proximal.

Pode-se avaliar na Tabela 8 a estatística descritiva básica para os dados de níveis de cinza nas imagens radiográficas originais, referentes aos tempos de aplicação ácida em esmalte.

Tabela 8 – Média e desvio padrão para os dados da distribuição dos níveis de cinza considerando os tempos de aplicação do ácido em esmalte proximal

Tempos de aplicação ácida	Min	Média	DP	C.V.(%)	Max
2 min	130,49	145,95	6,54	4,48	155,99
3,5 min	115,75	135,13	8,40	6,22	148,64
5 min	117,24	134,96	9,33	6,91	152,10

Pode-se observar pela análise da Tabela 8, a existência de uma diferença no valor das médias, que decrescem à medida que aumenta o tempo de ação do ácido em esmalte proximal. Também o DP aumenta juntamente com o tempo de aplicação do ácido. Essas observações podem ser visualizadas no gráfico para os dados de média e DP da Figura 17.

Tabela 9 – ANOVA para os dados de valores de exposição aos raios X e tempos de aplicação ácida em esmalte proximal dos pré-molares.

Efeito	gl	SQ	QM	F	p-valor
Tempos aplicação ácida	2	4755,11	2377,55	15,91	0,00
Tempos de exposição aos raios X	2	1933,05	966,52	66,29	0,00
Interação	4	8,03	2,00	0,30	0,87

Pode-se observar pela análise da Tabela 9 que a variação nos níveis de cinza levando em consideração os tempos de aplicação do ácido foi significativa ($p=0,00$). Também como já pode ser observado na

Tabela 9, o teste ANOVA foi significativo para os dados de exposição aos raios X, porém para a interação entre o tempo de aplicação do ácido em esmalte proximal e os três valores de exposição aos raios X o resultado deste teste não foi significativo ($p=0,87$). Pode-se observar na Tabela 10 o resultado do teste Tukey para a interação tempo de exposição aos raios X e tempos de aplicação ácida em esmalte proximal.

Tabela 10 – Tukey HSD para os dados referentes ao fator interação tempo exposição aos raios X e tempos de aplicação ácida nas imagens radiográficas originais

Tempos de aplicação ácida	Tempos de exposição aos raios X	Média	Grupos Homogêneos
2 min	0,050s	148,76	A
2 min	0,025s	147,28	A
2 min	0,100s	141,81	B
3,5 min	0,050s	138,35	C
5 min	0,050s	138,08	C
3,5 min	0,025s	136,74	C
5 min	0,025s	136,53	C
3,5 min	0,100s	130,30	D
5 min	0,100s	130,29	D

Entre os grupos homogêneos A-B-C-D existe diferença significativa. As médias não diferem significativamente uma da outra, dentro de um mesmo grupo. Pela observação do gráfico da Figura 18 pode-se observar a interação entre as variáveis tempos de aplicação ácida e valores de exposição aos raios X, levando em consideração os níveis de cinza nas imagens subtraídas.

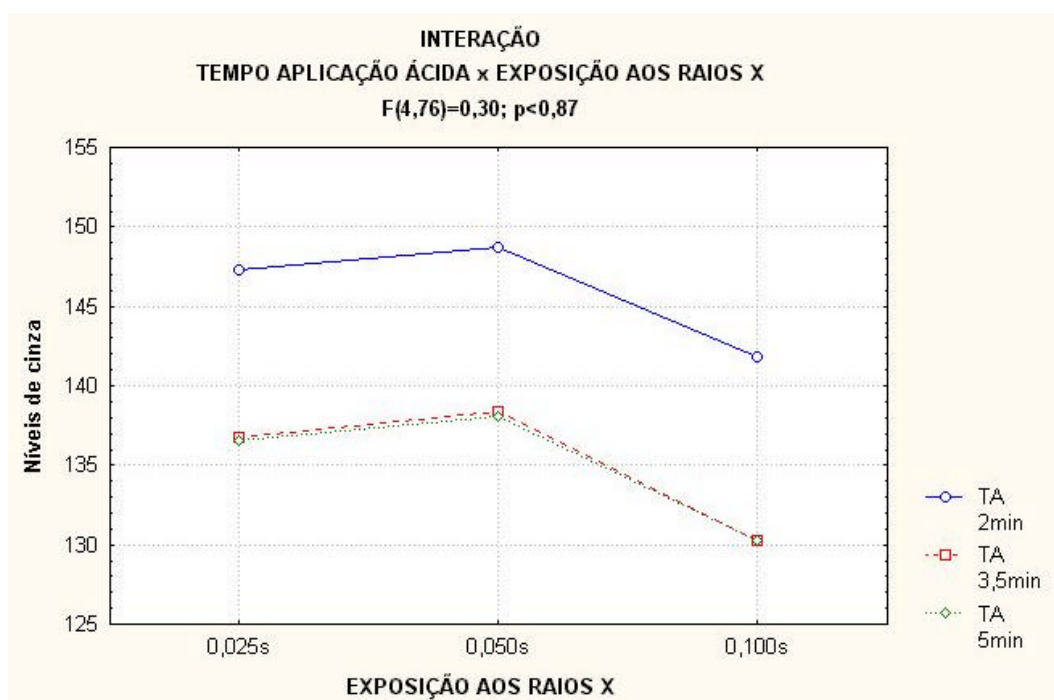


FIGURA 18 – Gráfico de médias para os dados de interação entre os tempos de aplicação do ácido em esmalte proximal e os valores de exposição aos raios X. O resultado da interação é um $p=0,87$ não significativo.

Observando o gráfico de interação para médias da Figura 18, pode-se verificar que, para o tempo de aplicação ácida de 2min as médias dos níveis de cinza nas ROI são maiores que para os tempos de aplicação ácida de 3.5 e 5min, sendo que, para esses dois últimos, as médias aproximam-se bastante.

Também foi avaliada a relação dos três tempos de aplicação do ácido em esmalte proximal (2, 3.5 e 5 minutos) com a média dos níveis de cinza nas imagens subtraídas (Figura 19).

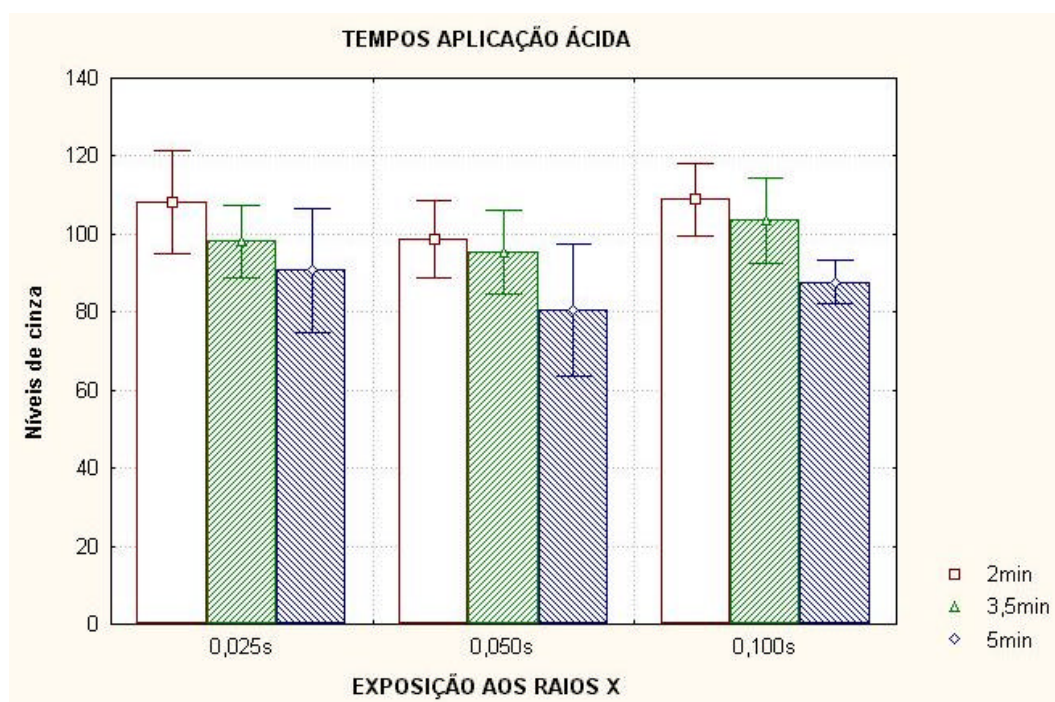


FIGURA 19 – Média e desvio padrão para os dados (níveis de cinza), nas ROI das imagens subtraídas, referentes aos tempos de aplicação do ácido clorídrico a 18% em esmalte proximal.

Pode-se observar na Tabela 11 a média e desvio padrão para os dados relativos a tempos de aplicação do ácido em esmalte levando em consideração os níveis de cinza nas imagens subtraídas.

Tabela 11 – Estatística descritiva básica para a distribuição dos níveis de cinza na imagem subtraída considerando os três tempos de aplicação do ácido em esmalte proximal

Tempo de aplicação do ácido em esmalte	Min	Média	DP	C.V.(%)	Max
2 min	76,67	100,07	12,49	12,48	120,67
3,5 min	67,33	98,95	14,57	14,72	126,33
5 min	62,00	91,55	14,94	16,32	122,00

Pode-se observar uma variação nas médias, as quais decrescem com o aumento no tempo de ação do ácido clorídrico em esmalte proximal. Um maior tempo de aplicação ácida, permite observar uma queda nos valores dos pixels aproximando-se do valor 0 ou preto, nas ROI das imagens subtraídas.

Pode-se observar na Tabela 12 os resultados do teste ANOVA para os dados de valores de exposição aos raios X e tempos de aplicação ácida em esmalte.

Tabela 12 – ANOVA para os dados de valores de exposição aos raios X e tempos de aplicação do ácido em esmalte proximal, para as imagens subtraídas

Efeito	gl	SQ	QM	F	p-valor
Tempos aplicação ácida	2	1284,36	642,17	6,59	0,00
Tempos de exposição					
aos raios X	2	5575,60	2787,80	20,58	0,00
Interação	4	245,76	61,44	0,42	0,79

Pode-se observar na tabela acima que, tal como ocorreu na análise dos valores de densidade óptica (níveis de cinza) para a relação do tempo de aplicação do ácido em esmalte nas imagens originais, existe um valor de $p=0,00$, significativo para essa variável, bem como para os diferentes valores de exposição aos raios X. Já a interação entre essas duas variáveis não é significativa ($p=0,76$), tal como também não o foi na análise das imagens radiográficas originais. Observou-se uma diferença significativa aumentando o tempo de aplicação do ácido em esmalte proximal, porém a interação com os diferentes valores de exposição aos raios X não foi significativa.

Na Tabela 13 pode-se observar os resultados do teste Tukey HSD para os dados da interação entre as variáveis tempos de

exposição aos raios X e tempos de aplicação do ácido em esmalte levando em consideração os níveis de cinza nas imagens subtraídas.

Tabela 13 – Tukey HSD para os dados referentes ao fator interação tempo exposição aos raios X e tempos de aplicação do ácido em esmalte

Tempo de aplicação do ácido em esmalte	Valores de exposição aos raios X	Média	Grupos Homogêneos
5 min	0,025s	108,90	A
2 min	0,025s	108,04	A B
5 min	0,050s	103,53	A B C
3,5 min	0,025s	98,76	A B C
2 min	0,050s	98,10	A B C D
3,5 min	0,050s	95,43	A B C D
2 min	0,100s	90,73	B C D
5 min	0,100s	87,76	C D
3,5 min	0,100s	80,46	D

As médias não são estatisticamente diferentes umas das outras dentro de um mesmo grupo, porém, existe diferença significativa entre os grupos homogêneos A-B-C-D, ou seja, esses grupos diferem entre si.

Na Figura 20 pode-se observar o gráfico para a interação entre os três tempos de aplicação ácida e desses com os valores de exposição aos raios X.

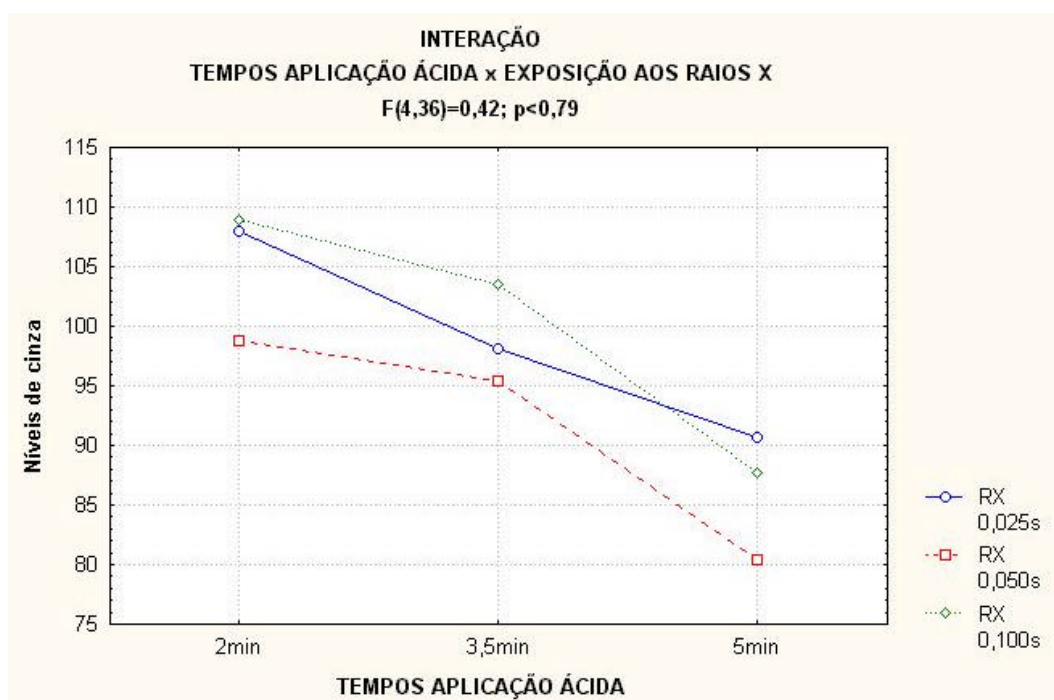


FIGURA 20 – Gráfico de médias para os dados da interação nas imagens subtraídas, entre os três tempos de aplicação do ácido em esmalte proximal e os três valores de exposição aos raios X.

Pela análise da Figura 20 observa-se que, a interação dos valores de exposição aos raios X e os diferentes tempos de aplicação ácida não é significativa ($p=0,79$), ou seja, os resultados obtidos analisando as imagens obtidas com qualquer um dos valores de exposição aos raios X é semelhante com relação a detecção da perda mineral advinda do aumento do tempo de aplicação do ácido em esmalte proximal.

Aumentando o tempo de ação do ácido clorídrico em esmalte proximal de pré-molares, pode-se observar uma queda na média do valor dos pixels envolvidos na zona que perde mineral. Tanto para as imagens radiográficas originais quanto para as subtraídas, essa queda na média fica matematicamente evidente ao se avaliar a densidade óptica da região (ROI) antes e após a aplicação do ácido.

Os valores de densidade óptica permitiram quantificar a queda nos níveis de cinza dos pixels formadores da ROI a medida que se aumentava o tempo de ação do ácido, e também determinar a relação desses valores de pixels com os três tempos de exposição aos raios X e com a presença ou ausência de simulador para tecidos moles.

6 DISCUSSÃO

6.1 Discussão da metodologia

O ácido clorídrico é um ácido forte e agressivo e foi utilizado neste trabalho na proporção de 18%, porque estudos anteriores, das décadas de 80 e 90, indicam o uso desse ácido associado a pedra pomes para microabrasão de dentes manchados (LOVADINO et al.⁵⁴, 1989; MONDELLI et al.⁶², 1995; NAPOLEONE et al.⁶⁴, 2001). A mistura remove mancha até de fluorose dentária, porque a camada de esmalte removida fica em torno de 25 a 140µm (em aumento de 32X, microscópio óptico), após algumas aplicações seguidas pelo tempo de 5 segundos (SUNFELD et al.⁹⁰, 1990). Dessa forma seria possível promover uma erosão em esmalte proximal possibilitando a identificação por meio da técnica de subtração digital radiográfica.

O ácido agiu na superfície do esmalte removendo camadas superficiais por erosão. A avaliação por microscopia eletrônica de varredura (MEV), foi um método eficiente para avaliar a rugosidade causada em esmalte superficial na proximal dos pré-molares tal como descrito por Napoleone⁶⁴ et al. (2001).

Meier et al.⁶¹ (1996) utilizaram ácido clorídrico a 70% para simular lesões periapicais em 15 mandíbulas humanas maceradas. As imagens foram obtidas utilizando o sistema para radiografia digital direto RVG e no computador as imagens foram manipuladas para contraste, pseudo-coloração e equalização de histograma. A análise por examinadores mostrou que após 8, 12, 16 e 24 horas da aplicação do

ácido houve variação estatisticamente significativa na imagem do periápice. Os autores também observaram que as imagens pseudocoloridas e também aquelas após equalização do histograma foram melhores para diagnóstico.

Analisando o estudo descrito acima é importante salientar que, o ácido clorídrico em concentração de 70% é bem mais concentrado que o utilizado neste trabalho (18%). Para se ter uma idéia, já na concentração de 18%, o aparelho *pH*-metro não tem capacidade para expressar o pH, devido a acidez da solução. Para se ter no pH-metro um pH de 0,001 seria necessário diluir a solução ácida a 9%.

A cárie dentária é o resultado de uma perda de mineral na estrutura do dente, pela dissolução química dos tecidos (esmalte, dentina, cemento) provocada por ácidos bacterianos (NEWBRUN⁶⁵, 1988; LOESCHE⁵³, 1993). Simular lesão de cárie *in vitro* é muito difícil, e também exige grande tempo e cuidado para a preparação e ciclagem da amostra. Por isso, neste estudo foi simulada uma erosão em esmalte, que é a dissolução química da camada superficial do dente, sendo que o ácido remove camada após camada da superfície (NEWBRUN⁶⁵, 1988; LOESCHE⁵³, 1993). Por isso pode-se preparar a amostra em poucos minutos, já que a utilização de um ácido forte e bastante concentrado removeu rapidamente uma camada considerável de esmalte na proximal dos dentes utilizados no estudo.

Com a ação do ácido seja *in vitro* ou então *in vivo*, aumenta a solubilidade da hidroxiapatita, que forma os prismas de esmalte, e também são removidas com o tempo finas camadas de esmalte ou dentina na superfície. Para Thylstrup & Fejerskov^{93,4} (1995) esse é o motivo porque o esmalte desmineralizado é mais poroso, sendo as variações na porosidade um indicativo de alterações no conteúdo mineral. Havendo então variação no conteúdo mineral, fica facilitada a detecção radiográfica das lesões (ÁLVARES & TAVANO¹, 1990; FREITAS & FREITAS²⁶, 1994; PASLER & VISSER⁶⁹, 2001), seja por

achado de zonas radiolúcidas ou então por comparação computadorizada dos valores de densidade óptica antes e após a desmineralização ou ainda pela técnica de subtração digital das radiografias. Pela perda mineral, o que costuma ser radiopaco vai tornando-se radiolúcido ao longo do tempo, ou a medida que os fatores destrutivos da estrutura, como por exemplo, o ácido em esmalte vão tendo tempo para agir.

Para lesões cariosas localizadas em face proximal de dentes posteriores, a radiografia é o meio a ser utilizado, possibilitando segundo Wenzel & Sewerin¹⁰⁸ (1991) a detecção de mais de 70% das lesões. Já para Araújo et al.² (1998) essa margem é ainda maior ficando na ordem dos 75%. Por isso neste estudo utilizaram-se dentes pré-molares, montados em dupla com contatos proximais para simular uma condição o mais próxima quanto possível do real. A aplicação do ácido foi realizada em superfície proximal porque a radiografia leva vantagem sobre o exame clínico exatamente para descobrir lesões de cárie nessa superfície e não na face oclusal onde o exame visual auxiliado por sonda exploradora já é o suficiente.

Sabe-se que, lesões superficialmente mais extensas aparecem melhor na radiografia do que lesões menos extensas, mesmo que essa última seja mais profunda. Por isso procuramos padronizar a zona para ação do ácido de mesmo tamanho para todos os dentes e de forma circular logo abaixo do equador anatômico de todos os dentes.

Os sistemas digitais são semelhantes ao convencional com relação a detecção de lesões de cárie (GRÖNDAHL³⁰, 1992; McDONNEL⁵⁹, 1995; SARMENTO & RUBIRA⁷⁷, 2000), porém, a radiografia digital permite por meio de programas de computador analisar matematicamente a imagem, ou seja, avaliar a densidade óptica de um momento para o outro, tal como foi feito nesta pesquisa.

A utilização de um simulador para tecidos moles de resina acrílica incolor termopolimerizável visou mimetizar uma situação o mais próxima quanto o possível da situação clínica real existente em boca.

Existem vários formatos para arquivamento da imagem, e segundo Pasler & Visser⁶⁹ (2001) pode-se escolher formatos comprimem a imagem com perda de dados, ou então, sem perda de dados. Na compressão sem perda de dados, as informações ou dados são recalculadas de modo a ocupar menos espaço na memória sem perder qualidade. Já na compressão com exclusão de dados, ocorrem perdas na qualidade da imagem e aumento no ruído da mesma.

Tendo em mente as informações apresentadas no parágrafo acima, no presente estudo, cada imagem radiográfica original ocupou 1,19Mb, e a ROI, tanto de imagem original quanto após a subtração, ocupou 933Kb em disco rígido. Pode-se observar pelo tamanho do arquivo que são imagens de boa qualidade e sem compressão, todas arquivadas no formato BMP para não perder qualidade, e também, para evitar o formato TIFF-*compressed*, o qual de acordo com Emmott¹⁸ (2002) pode representar problema na hora de abrir as imagens em computador que não tivesse o VixWin 2000 instalado.

Os sensores para radiografia digital possuem maior latitude de exposição (faixa dinâmica) que o filme radiográfico, por isso neste estudo foram adquiridas imagens adequadas para o diagnóstico utilizando apenas 0,025s de exposição aos raios X. Também é importante lembrar que, por mais que o sensor do sistema Visualix adquiriu a imagem com uma profundidade de memória de até 12bit (entre 1024 e 4096 tonalidades de cinza), o sinal de saída possuía apenas 8bit, ou seja, 256 tonalidades de cinza.

Seguindo a recomendação de Pasler & Visser⁶⁹ (2001), para o trabalho com imagens radiográficas digitais, foi utilizado neste estudo um monitor de 17", com resolução de 1024 X 768 pixels.

Uma das necessidades mais importantes para obter radiografias idênticas é a padronização da geometria de exposição do filme ou sensor (MAGGIO et al.⁵⁶, 1990; ÁVILA et al.⁵, 1996). Esse é atualmente o motivo que limita tanto a aplicabilidade da subtração na

rotina clínica dos consultórios. Para Cornelis et al.¹¹ (2002) variações nessa geometria causam problemas relativos a detecção de cáries proximais, já que a localização dessas lesões na superfície exterior do esmalte, combinada com o altíssimo contraste radiográfico entre a superfície do esmalte e o ar, abre espaços entre os dentes, fazendo com que mesmo o mais leve desalinhamento possa causar um obscurecimento completo da imagem radiolúcida da lesão em superfície proximal

É por esse motivo que a maioria dos estudos, utilizando a subtração digital, revisada para realização deste trabalho, foi realizada *in vitro* (WENZEL¹⁰², 1989; TYNDALL et al.⁹⁵, 1990; MAGGIO et al.⁵⁶, 1990; WENZEL & HALSE¹⁰⁶, 1992; SAMARABANDU et al.⁷⁴, 1994; SOUTHARD & SOUTHARD^{84,5}, 1994; WENZEL¹⁰³, 1994; DAVIS et al.¹³, 1994; FOURMOUSIS et al.²⁵, 1994; STASSINAKIS et al.⁸⁹, 1995; FISHER et al.²⁴, 1995; MEIER et al.⁶¹, 1996; WALLACE et al.⁹⁸, 2001; HEO et al.³⁷, 2001; CLASEN & AUN¹⁰, 2001) e não *in vivo* (DUNN et al.¹⁵, 1993; BRÄGGER et al.⁶, 1994; JEFFCOAT et al.⁴¹, 1996; EICKHOLZ & HAUSMANN¹⁷, 1998; NICOPOULOU-KARAYIANNI et al.⁶⁶, 2002).

Para contornar esse problema relacionado a geometria de exposição, utilizam-se posicionadores intra (RUDOLPH & WHITE⁷³, 1988; BRÄGGER et al.⁶, 1994; WELANDER et al.¹⁰¹, 1994; SANDER et al.⁷⁶, 1996) e/ou extrabuciais (KANTOR et al.⁴⁴, 1993; LUDLOW & PELEAUX⁵⁵, 1994; GILBERT et al.²⁸, 1994; HAUSMANN et al.³⁵, 1995; JEFFCOAT et al.⁴¹, 1996) e também a marcação de pontos anatômicos (WENZEL¹⁰², 1989; DUNN et al.¹⁵, 1993; OSTUNI et al.⁶⁷, 1993; ETTINGER et al.¹⁹, 1994; FISHER et al.²⁴, 1995; HUH et al.³⁹, 2002) para serem utilizados como referência no momento da sobreposição das imagens.

Por tudo que foi transcrito nos dois parágrafos acima que, neste trabalho foram utilizados posicionador de Rinn XCP para o sensor do sistema Visualix estando ambos sensor e posicionador fixos a uma base de gesso de tal forma que o conjunto sensor e objeto estivessem

perpendicular a incidência do feixe de raios X e fosse mantida a mesma geometria para ambas incidências radiográficas inicial e final.

6.2 Discussão dos resultados

Precisa-se recordar que na fotodensitometria obtemos a densidade óptica, que se refere a passagem de luz pela radiografia, e avaliada em fotodensitômetro, enquanto que na radiografia digital temos a densidade óptica, porque os pixels já têm os seus tons de cinza determinados, fornecendo diretamente os valores na escala de 0 a 255 (FERREIRA et al.²¹, 1999).

Pela análise da densidade óptica do valor dos pixels formadores da imagem, podem-se comparar materiais restauradores (Silveira et al.⁸³, 2000; Graziottin et al.²⁹, 2001), analisar-se a qualidade da obturação de condutos radiculares (Sarmento et al.⁷⁷, 1999; Leal et al.⁴⁹, 2001), ou ainda utilizar-se desse recurso para analisar as estruturas ósseas maxilares (SCARPARO et al.⁸¹, 1995; PUPPIN et al.⁷⁰, 1998; SOUZA et al.⁸⁷, 1999) e dentárias, tais como, esmalte e dentina coronários (DOTTO et al.¹⁴, 2001).

O computador faz uma média do valor dos pixels de uma região selecionada e a exibe na tela. Comparando as médias antes e após a aplicação do ácido em esmalte proximal podemos verificar um decréscimo do valor dos pixels a medida que aumentou o tempo de exposição ao ácido clorídrico a 18%. A média dos valores dos pixels na ROI foi de 145.95, 135.13 e 134.96 para os tempos de exposição ao ácido de 2, 3.5 e 5 minutos, respectivamente. Jogando esses dados num teste

ANOVA encontrou-se uma variação significativa para os tempos de exposição ao ácido com um $p < 0,05$.

A marcação dos pontos nas ROI das imagens radiográficas originais, inicial e final, teve como referência a imagem subtraída mostrando a zona desmineralizada em tonalidade de cinza mais escuro. Então visualmente procurou-se marcar pontos na imagem original guiando-se pela imagem subtraída, estando as duas colocadas lado a lado.

Sabendo que o contraste radiográfico é o produto da absorção dos fótons de raios X pelas estruturas por ela atravessadas (TAMBURÚS⁹¹, 1990), e também que, dependendo da intensidade com que a radiação atingir cada célula do sensor CCD esta receberá um valor, sendo que quanto maior o valor maior o brilho da célula (KHADAMI⁴⁶, 1996; HAITER NETO et al.³¹, 2000), utilizaram-se diferentes valores de exposição aos raios X, com o objetivo de que ficasse registrada na imagem radiográfica a perda mineral, e por não se conhecer o quanto de radiação seria necessária para tal, optou-se por utilizar três valores para exposição aos raios X (0.025, 0.050 e 0.100 segundos). A média dos níveis de cinza da imagem decresceram a medida que aumentou o valor de exposição aos raios X, o que é lógico.

As imagens obtidas utilizando 0.025s e 0.050s de exposição foram as que visualmente apresentaram-se com uma escala de contraste média, levando em consideração a imagem das coroas dentárias. As imagens obtidas com 0.100s de exposição apresentaram-se com alto contraste, “queimando” a superfície proximal de esmalte e mascarando um pouco a perda mineral, porém, estatisticamente não foram inferiores com relação a detecção da perda mineral.

A utilização de um penetrômetro visava criar na imagem radiográfica um item padrão para facilitar a correção de contraste entre os momentos inicial e final e não converter os dados dos valores de cinza para mm/eq/Al como nos trabalhos de Scarparo et al.⁸¹ (1995) e Puppin et

al.⁷⁰ (1998). Todavia essa correção não se fez necessária porque devido a utilização de um sensor digital com as características apresentadas pelo Visualix HDI e também a utilização de um aparelho radiográfico com corrente contínua tal como o DC765, o qual permite a repetição das incidências com a mesma quantidade de radiação, as imagens já eram obtidas com o mesmo contraste dentro de uma mesma faixa de exposição.

A presença do simulador para tecidos moles influenciou significativamente na densidade óptica das imagens originais ($p < 0,05$), concordando com os achados de Souza et al.⁸⁷ (1999). O simulador não exerceu nenhuma influência na detecção da perda mineral em nenhum dos valores de exposição aos raios X utilizados. Por isso conclui-se que ambas utilizações do penetrômetro e simulador para tecidos moles são desnecessárias dentro das condições em que se realizou este trabalho.

Os sensores de imagem radiográfica digital operam sob baixas doses de radiação X, e nessas condições, a relação sinal-ruído (SNR) é um dos mais importantes parâmetros de imagem. O ruído é definido como as variações no fundo, sendo calculado do desvio padrão dos valores de cinza em uma área imediatamente adjacente a região de interesse (YOSHIOKA et al.¹¹⁰, 1996; WORKMAN & BRETTLE¹⁰⁹, 1997; BRETTLE et al.⁷, 1999; ATTAELMANAN et al.⁴, 2001). O ruído presente nas imagens radiográficas digitais utilizadas neste estudo, calculado determinando o DP dos níveis de cinza formadores da imagem, foi muito baixo, ficando em 1.50; 1.20 e 1.27 para os valores de exposição aos raios X de 0.025s, 0.050s e 0.100s. Isto se deve principalmente às características do sensor HDI e também a utilização do aparelho tipo DC com corrente contínua e tempos de exposição bastante baixos.

No diagnóstico de cárie, a subtração também exerce um importante papel, já que segundo Gröndahl³⁰ (1992); Cornelis et al.¹¹, (2002), essa é uma doença lentamente progressiva estendendo-se ao longo do tempo do esmalte para a dentina. Observou-se neste estudo,

utilizando a MEV que o ácido arrancou camadas da superfície do esmalte, e possibilitou a visualização na imagem subtraída de uma região mais escurecida correspondendo a perda mineral.

Na imagem subtraída existe uma tonalidade neutra de cinza no valor de 128, que corresponde a sobreposição de estruturas idênticas. Essa tonalidade neutra deixa evidentes as regiões que não sofreram alterações sendo que essas assumem tonalidades escuras se houve perda mineral ou então claras se houve ganho mineral. Isso ocorre desde que a ordem de sobreposição das imagens seja a imagem final sobre a inicial, ou seja, a ordem utilizada neste estudo.

A variação nos valores de exposição aos raios X e também a utilização de simulador para tecidos moles não exercem interferência nos valores de cinza da imagem subtraída, devido justamente a essa neutralização das áreas que não sofreram alterações. Também se justifica essa tonalidade neutra no fato de que as imagens devem passar por um ajuste ou correção de contraste antes da sobreposição. Esse ajuste de contraste é feito por uma equalização de histograma entre as duas imagens tomando uma como referência e adaptando a outra. Alguns programas de computador tais como o Emago e o Image Lab estão aptos a realizarem essa equalização no contraste.

Nessa pesquisa foi utilizado a segunda geração das técnicas de subtração com registro *a priori* das radiografias. O programa Image Tool versão 1.27 tem algumas limitações, tornando o procedimento mais trabalhoso para o operador e demandando um maior rigor no planejamento da padronização das incidências. Porém esse é um programa confiável e livre para *download* na internet diretamente do site do Centro de Saúde da Universidade do Texas em San Antonio.

A técnica de subtração digital de imagens radiográficas possibilita uma avaliação quantitativa da imagem, ou seja, quantificar numericamente o quanto se perdeu ou ganhou de estrutura mineral (PARKS & WILLIAMSON⁶⁸, 2002). Exatamente o que foi realizado neste

estudo, já que utilizando os valores de densidade óptica para as ROI antes e após aplicação do ácido, tendo como referência a imagem subtraída, pode-se confirmar a variação nos valores de densidade óptica devidos justamente a esta perda mineral. Também esta análise de densidade óptica realizada na imagem subtraída mostrou que nas ROI onde o ácido agiu por mais tempo, encontraram-se valores de cinza mais baixos.

Maggio et al.⁵⁶ (1990) incubaram dentes extraídos em três diferentes meios: saliva artificial, solução de saliva artificial com 5% de glicose e solução de saliva artificial com 5% de sucrose. A diferença entre os dois grupos incubados em açúcares para o grupo controle foi significativa ($p=0.011$). A progressão da lesão cáriosa pode ser observada em 75% dos dentes após oito semanas em meio que favoreça a microflora residente. Os autores concluem que a DSR é um meio eficiente para observar a perda ou ganho de sais de cálcio na estrutura dentária.

Semelhante aos resultados encontrados no trabalho descrito acima, também se pode observar nessa pesquisa, a progressão da perda mineral em esmalte com o aumento do tempo de aplicação do ácido ($p=0,000$). A diferença é que não foram utilizados o mesmo grupo de dentes para exposição aos três tempos de condicionamento, já que por ser o ácido clorídrico um ácido muito forte e atuar em profundidade, este iria deixar um efeito residual na amostra mesmo após lavagem com água corrente. Por isso achou-se conveniente dividir a amostra em três grupos e submeter cada grupo separadamente a um único tempo de condicionamento com o ácido.

Já Wenzel & Halse¹⁰⁶ (1992) observaram, por meio da técnica de subtração digital, o ganho mineral após tratamento com fluoreto estanhoso em 38 dentes humanos terceiros molares extraídos. O aumento na densidade óptica causado pela difusão dos íons estanho no tecido dentário foi mais bem identificada na imagem por subtração.

Também Halse et al.³² (1994) utilizaram dentes humanos molares extraídos para avaliar a capacidade da DSR na detecção de pequenos defeitos, criados com broca, no esmalte proximal. A remoção do ruído estrutural pode gerar imagens de melhor qualidade comparando as radiografias. Os autores utilizaram oito dentes, e prepararam cavidades nas proximais com 1mm de extensão, representando em média 5 a 10% de perda mineral. Os resultados da análise por curva ROC mostraram que para lesões bem definidas no esmalte proximal não existe diferença entre a análise da radiografia e análise da imagem subtraída.

Pela análise dos resultados desta pesquisa, ficou claro que já na análise da imagem radiográfica inicial e final pode-se observar a variação nos níveis de cinza na ROI. Porém para determinar a ROI na imagem radiográfica precisou-se apelar para a imagem subtraída, já que nessa última, a ROI estava com tonalidade mais escurecida no local onde ocorreu a perda mineral.

No estudo de Wenzel¹⁰³ (1994) avaliou-se o ruído produzido por três diferentes sensores CCD utilizando a técnica de DSR. Utilizou radiografias da região de molares de um *phantom* variando o tempo de exposição sendo que as imagens foram arquivadas em formato TIFF e importadas para um programa de subtração. O DP na análise por histograma, de cada imagem, serviu para quantificar o ruído para cada sensor. O teste *t* comparou os valores de ruído entre as imagens subtraídas. O DP aumentou com um maior tempo de exposição para os três sistemas, sendo que o Visualix apresentou o maior ruído, porém os três sistemas se equivaleram para o menor tempo de exposição (0.20s). O RVG gerou menos ruído e o Sens-A-Ray ficou em posição intermediária.

A autora descrita acima não utilizou um aparelho radiográfico com corrente contínua e a versão do sistema digital Visualix era a segunda, e não essa nova versão HDI, e também os valores de exposição aos raios X foram altos, na ordem de 0.20s, 0.46s e 0.60s. Por

esses motivos que os valores para o DP foram elevados (6.47, 10.34 e 11.16 para os três valores de exposição aos raios X, respectivamente) em relação aos encontrados no presente trabalho (1.50, 1.20 e 1.27 para os valores de exposição aos raios X de 0.025, 0.050 e 0.100s, respectivamente).

Eberhard et al.¹⁶ (2000) e Souza et al.⁸⁶ (1997) também avaliaram a desmineralização em dentes humanos extraídos utilizado a técnica de subtração digital radiográfica. No artigo de Eberhard et al.¹⁶ (2000) é utilizada ANOVA e múltiplos testes *tpareados* (Tukey) para a análise estatística da amostra. Isso reforça a escolha dos testes estatísticos utilizados para analisar os dados paramétricos neste trabalho. Souza et al.⁸⁶ (1997) também confirmam a viabilidade na utilização da técnica de subtração digital para avaliação da perda mineral pela remoção do tecido, que mesmo cariado, exercia influencia nos níveis de cinza da ROI.

Também Heo et al.³⁷ (2001); Clasen & Aun¹⁰ (2001) utilizaram dentes humanos extraídos em seus trabalhos utilizando técnica de subtração digital de imagens radiográficas. E finalmente para Kang & Yoon⁴³ (2002), a sensibilidade para o diagnóstico de cáries proximais em esmalte, utilizando a radiografia subtraída, é significativamente mais alto que simplesmente examinando a radiografia digital. Já para as lesões envolvendo esmalte/dentina, a associação de imagem subtraída com análise da radiografia periapical mostrou maiores níveis de sensibilidade.

Para o autor do presente trabalho, a subtração não traz informações a mais do que existem na radiografia, porém essa técnica apresenta a vantagem de permitir ao operador visualizar o quanto de perda ou ganho mineral ocorreu em determinado período de tempo, já que esse ganho ou perda assumirá na imagem subtraída tonalidades mais clara ou escura, respectivamente, sendo sobreposta a imagem final sobre a inicial.

A metodologia utilizada nesta pesquisa, associando a técnica de subtração digital de radiografias, com a análise da densidade óptica para o diagnóstico de cáries simuladas *in vitro*, não é comum. Normalmente, em pesquisas para diagnóstico de cárie *in vitro* ou então *in vivo*, é realizada uma análise qualitativa por meio de examinadores e os resultados avaliados por testes estatísticos do tipo Kappa e ROC. Porém julga-se que, os resultados obtidos por meio da avaliação quantitativa dos dados paramétricos relativos ao valores de cinza na ROI (densidade óptica) utilizados foram satisfatórios em comprovar a perda mineral no esmalte proximal.

As imagens subtraídas mostram a perda mineral, que pôde ser quantificada, até mesmo na imagem radiográfica original, mesmo que ainda não fosse possível distinguir a alteração visualmente na radiografia.

7 CONCLUSÕES

Após o término desta pesquisa ficam as seguintes conclusões:

- a) a variação da densidade óptica nas ROI possibilitou avaliar a progressão da perda mineral em esmalte proximal, tanto nas imagens originais quanto nas subtraídas;
- b) variação no tempo de exposição aos raios X e uso de simulador tem influência sobre os valores de densidade óptica das imagens originais, o mesmo não ocorrendo para as imagens subtraídas;
- c) a técnica de subtração digital da imagem radiográfica permitiu a visualização da progressão da perda mineral em esmalte proximal.

8 REFERÊNCIAS *

1. ALVARES, L.C.; TAVANO, O. **Interpretação radiográfica: lesões dentárias e do complexo maxilo-mandibular.** In:___**Curso de radiologia em odontologia.** 2ed. São Paulo: Ed.Santos, 1990. p.147-78.
2. ARAÚJO, R.M.; ARAÚJO, M.A.M.; VANNUCCI, M.G. Comprovação clínica de cáries interproximais diagnosticadas radiograficamente. **Rev Odontol UNESP**, v.27, n.2, p. 553-65, 1998.
3. ATTAELMANAN, A.G.; BORG, E.; GRÖNDAHL, H.-G. Assessments of the physical performance of 2 generations of 2 direct digital intraoral sensors. **Oral Surg**, v. 88, n.4, p. 517-23, Oct. 1999.
4. ATTAELMANAN, A.G.; BORG, E.; GRÖNDAHL, H.-G. Signal-to-noise ratios of 5 intraoral digital sensors. **Oral Surg**, v. 91, n. 5, p. 611-15, May 2001.
5. ÁVILA, M.A.G. et al. A radiologia e o computador: a radiografia por subtração digital de imagens. **ROBRAC**, v. 6, n. 17, p. 10-3, 1996.
6. BRÄGGER, U. et al. Influence of contrast enhancement and pseudocolor transformation on the diagnosis with digital subtraction images (DSI). **J Periodontol Res**, v. 29, n.2, p. 95-102, Mar. 1994.

* Baseado em:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Rio de Janeiro. **Informação e documentação: referências, elaboração**, NBR 6023. Rio de Janeiro, 2002. 23p.

7. BRETTE D.S.; ELLWOOD R.; DAVIES R. Determination of the optimal conditions for dental subtraction radiography using a storage phosphor system. **Dentomaxillofac Radiol**, v.28, n.1, p.1-5, Jan. 1999.
8. BUENO, N.L.O. et al. Radiologia Odontológica e a imagem digital. **JAO**, v.3, n.15, p.28-33, 1999.
9. CHAL-U-DOM, O. et al. Comparison of conventional and TACT (Tuned Aperture Computed Tomography) digital subtraction radiography in detection of pericrestal bone-gain. **J Periodontol Res**, v. 37, p. 147-53, 2002.
10. CLASEN, N.F.; AUN, C.E. Estudo comparativo entre radiografia convencional e radiografia digital direta no diagnóstico de reabsorções radiculares externas. **Rev Odontol UNICID**, v. 13, n. 2, p. 95-102, maio/ago. 2001.
11. CORNELIS, J. et al. **Human body imaging**: generic tasks in medical image processing, illustrating the application of computer science and digital signal processing techniques. Vrije Universiteit Brussel; Dept. ETRO-IRIS, [2002]. 7p. Disponível em: http://www.etro.vub.ac.be/education/course_books.htm. Acesso em: 10 dezembro 2002.
12. D'ANDREIA, C.R.; MORAES, N.M.; BRUM, S.C. Remineralização de lesões brancas de esmalte. **Rev Bras Odontol**, v. 52, n. 3, p. 24-6. maio-jun. 1995.
13. DAVIS, M.; ALLEN, K.M.; HAUSMANN, E. Effects os small angle discrepancies on interpretations of subtraction images. **Oral Surg**, v. 78, n. 3, p. 397-400, Sept. 1994.
14. DOTTO, G.N.; COSTA, N.P.; VEECK, E.B. Diagnóstico radiográfico in vitro de cáries remanescentes utilizando imagens digitalizadas. **Rev Odonto Ciência**, v. 16, n. 33, p. 146-55, maio/ago. 2001.

15. DUNN, S.M. et al. A comparison of two registration techniques for digital subtraction radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 22, n. 2, p. 77-80, May, 1993.
16. EBERHARD, J. et al. Digital subtraction radiography for monitoring dental demineralization. An in vitro study. **Caries Res**, v. 34, n. 3, p. 219-24, May/June 2000.
17. EICKHOLZ, P.; HAUSMANN, E. Evidence for healing of interproximal intrabony defects after conventional and regenerative therapy: digital radiography and clinical measurements. **J Periodont Res**, v. 33, n. 3, p.156-65, Apr. 1998.
18. EMMOTT, L. A guide to managing digital images in dentistry. **Dental Prod Report**, p. 36-44, Nov. 2002. Disponível em <<http://www.drlarryemmott.com/pdfs/Emmott%20Nov%2002.pdf>> acesso: 10 dezembro 2002.
19. ETTINGER, G.J. et al. Development of automated registration algorithms for subtraction radiographu. **J Clin Periodontol**, v. 21, n. 8, p. 540-43, 1994.
20. FARMAN, A.G.; FARMAN, T.T. RVG-ui: a sensor to rival direct exposure intra-oral X-Ray film. **Int J Comput Dent**, v. 2, n. 3, p. 183-96, July 1999.
21. FERREIRA, F.B.A. et al. Radiopacidade de cimentos endodônticos avaliada pelo sistema de radiografia digital. **Rev FOB**, v. 7, n. 1/2, p. 55-60, jan/jun. 1999.
22. FERREIRA, R.A. Odontologia em imagens. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, v. 50, n. 3, p. 218-228, maio/jun. 1996.
23. FERREIRA, R.I. et al. Radiografia de subtração digital. **Rev Pós Grad**, v. 6, n. 3, p. 249-52, jul./set. 1999.

24. FISHER, E. et al. The effect of independent film and object rotation on projective geometric standartization of dental radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 24, n. 1, p. 5-12, 1995.
25. FOURMOUSIS, I. et al. Digital image processing: I. Evaluation of gray level correction methods *in vitro*. **Clin Oral Impl Res**, v. 5, n. 2, p. 37-47, 1994.
26. FREITAS, A.; FREITAS, C. Aspectos radiográficos das alterações e lesões do órgão dentário. In:____ FREITAS, A.; ROSA, J.E.; SOUZA, I.F. **Radiologia odontológica**. 3.ed. São Paulo: Artes Médicas, 1994. Secção VIII, Cap.19, 383-97.
27. FUJITA, M. et al. Digital image processing of dentomaxillofacial radiographs. **Oral Surg**, v.64, n. 4, p. 485-93, Oct. 1987.
28. GILBERT, D.B. et al. Analysis of condilar position change: A test of validity of posteroanterior cephalometric and 20-degree lateral cephalometric techniques enhanced by digital subtraction. **Int J Adult Orthod Orthognath Surg**, v. 9, n. 4, p. 311-21, 1994.
29. GRAZIOTTIN, L.F.R. et al. Resinas compostas compactáveis: comparação da densidade óptica utilizando radiografias digitais. **Rev Odontol Passo Fundo**, v. 6, n. 2, p. 33-41, jul./dez. 2001.
30. GRÖNDAHL, H.G. Digital Radiology in dental diagnosis: a critical view. **Dentomaxillofac Radiol**, v.21, n. 4, p.198-202, Nov. 1992.
31. HAITER NETO, F. et al. Estágio atual da radiografia digital. **Rev ABRO**, v. 1, n. 3, p. 1-6, set./dez. 2000.
32. HALSE, A. et al. Detection of mineral loss in approximal enamel by subtraction radiography. **Oral Maxillofac Radiol**, v.77, n.2, p.177-82, Feb 1994.

33. HÄRDSTEDT C.; WELANDER U. Photographic subtraction. I. Theory of the subtraction image. **Acta Radiol Diagn**, v. 16, n. 6, p. 559-64, Nov. 1975.
34. HAUSMANN, E. Digital subtraction radiography: then (1983) and now (1998). **J Dent Res**, v.78, n.1, p.7-10, 1999.
35. HAUSMANN, E. et al. Studies on the angular reproducibility of positioning patients adjacent to an X-ray tube 2. A new electronically guided, force-sensitive sensor-based alignment system. **J Periodont Res**, v. 30, p. 294-7, 1995.
36. HENDREE, W.R. Physics and applications of medical imaging. **Rev Modern Phy**, v. 71, n. 2, p. S444-S50, Centenary 1999.
37. HEO, M.S. et al. Quantitative analysis of apical root resorption by means of digital subtraction radiography. **Oral Surg**, v. 91, n. 3, p. 369-73, Mar. 2001.
38. HINTZE, H.; WENZEL, A.; JONES, C. In vitro comparison of D- and E- Speed film radiography, RVG, and Visualix digital radiography for the detection of enamel approximal and dentinal occlusal caries lesions. **Caries Res**, v. 28, n. 5, p. 363-7, 1994.
39. HUH, Y.J. et al. A comparative study on the accuracy of digital subtraction radiography according to the acquisition methods of reconstructed images. **Korean J Oral Maxillofac Radiol**, v. 32, p. 107-11, 2002.
40. JEFFCOAT, M.K.; REDDY, M.S. Digital subtraction radiography for longitudinal assesment of peri-implant bone change: method and validation. **Adv Dent Res**, v. 7, n. 2, p. 196-201, Aug. 1993.
41. JEFFCOAT, M.K. et al. Efficacy of quantitative digital subtraction radiography using radiographs exposed in a multicenter trial. **J Periodont Res**, v.31, n. 3, p.157-160, 1996.

42. JENSEN, T.W. Image perception in dental radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, v.9, p.37-40, 1980 apud PASLER, F.A.; VISSER, H. **Radiologia odontológica: procedimentos ilustrados**. Trad. J. P. Stein. 2.ed. rev. e ampl. Porto Alegre: ARTMED, 2001. 331p.
43. KANG, B.C.; YOON, S.J. Digital contrast subtraction radiography for proximal caries diagnosis. **Korean J Oral Maxillofac Radiol**, v. 32, p. 123-7, 2002.
44. KANTOR, M.L.; PHILLIPS, C.L.; PROFFIT, W.R. Subtraction radiography to assess reproducibility of patient positioning in cephalometrics. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v.104, n.4, p.350-4. 1993.
45. KENDELL, R.L. Hydrochloric acid removal of brown fluorosis stains: clinical and scanning electron micrographic observations. **Quint Int**, v.20, n.11, 1989 apud SOVIERO, V.M. et al. Microabrasão do esmalte como tratamento estético da fluorose dentária. **JBC**, v.1, n.5, p.57-60, set./out. 1997.
46. KHADEMI, J.A. Digital images & sound. **J Dent Educat**, v. 60, n. 1, p. 41-6, Jan. 1996.
47. KIDO, S. et al. Clinical evaluation of pulmonary nodules with single-exposure dual-energy subtraction chest radiography with an iterative noise-reduction algorithm. **Radiology**, v.194, n.2, p.407-12, Feb. 1995.
48. KRÖNING, M. et al. X-Ray imaging systems for NDT and general applications. In _____. **NATIONAL SEMINAR OF ISNT**, 5, 2002; **anais eletrônicos**. Chennai: ISNT, 2002. (NDE 2002) Disponível em: www.nde.2002.org acesso em: 7.12.2002.

49. LEAL, A.T.S. et al. Avaliação de condutos radiculares obturados por diferentes técnicas, utilizando radiografias digitalizadas: estudo *in vitro*. **Rev Odonto Ciência**, v. 16, n. 32, p. 17-26, jan/abr. 2001.
50. LEHMANN, T.M.; GRÖNDAHL, H.G.; BENN, D.K. Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 29, n. 6, p. 323-46, 2000.
51. LEHMANN, T.M.; HEMLER, P.F.; WEBBER, R.L. Virtual radiographs computed from TACT volume data as a gold standard for image registration prior to subtraction. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 31, n. 3, p. 187-92, 2002.
52. LEHMANN, T.M.; TROELTSCH, E.; SPITZER, K. Image processing and enhancement provided by commercial dental software programs. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 31, n. 4, p. 264-72, 2002.
53. LOESCHE, W.J. **Cárie dental: uma infecção tratável**. Trad. J.C.B. Teles; M. Uzeda; W.C. Araújo. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 1993, 349p.
54. LOVADINO, J.R. et al. Remoção de manchas de esmalte dentário usando o ácido clorídrico. **RBO**, v.XLVI, n.4, p.32-5, julho/ago. 1989.
55. LUDLOW, J.B.; PELEAUX, C.P. Comparison of stent versus laser- and cephalostat-aligned periapical film-positioning techniques for use in digital subtraction radiography. **Oral Surg**, v. 77, n. 2, p. 208-15, 1994.
56. MAGGIO, J.J. et al. A model for dentinal caries progression by digital subtraction radiography, **J Prosthet Den**, v.64, n.6, p.727-32, 1990.

57. MASOOD, F. et al. Comparison of panoramic radiography and panoramic digital subtraction radiography in the detection of simulated osteophytic lesions of the mandibular condyle. **Oral Surg**, v. 93, n. 5, p. 626-31, 2002.
58. McCRAKEN, M. et al. Histomorphological evaluation of loaded plate-form and root-form implants in Macaca mulatto monkeys. **Clin Oral Impl Res**, v. 13, p. 214-20, 2002.
59. McDONNELL, D. Digital dental imaging systems: a review. **J Can Dent Assoc**, v.61, n.11, p.962-4, Nov. 1995.
60. McINNES, J. Removing brown stains from teeth. **Ariz Dent**, v.12, p.13-15. 1966 apud SEBBEN, C. et al. Clareamento de dentes permanentes com fluorose pela técnica de microabrasão. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, v.51, n.1, p. 66-9, jan./fev. 1997.
61. MEIER, A.W. Interpretation of chemically created periapical lesions using direct digital imaging. **J Endod**, v. 22, n. 10, p. 516-20, Oct. 1996.
62. MONDELLI, J. et al. Microabrasão com ácido fosfórico. **Rev Bras Odontol**, v. 52, n. 3, p. 20-2. maio/jun. 1995.
63. NAGEM FILHO, H. et al. Efeito do condicionamento ácido na morfologia do esmalte. **Rev FOB**, v. 8, n. 1/2 p. 79-85, jan./jun. 2000.
64. NAPOLEONE, C.P.; ARAÚJO, M.A.M.; DAMIÃO, A.J. Avaliação da rugosidade do esmalte dentário após microabrasão seguida de diferentes métodos de polimento. **J Brás Clin**, v.5, n.25, p.61-4, jan/fev. 2001.
65. NEWBRUN, E. Composição do dente. In:____. **Cariologia**. Trad. J.C.B. Teles, et al. São Paulo: Ed.Santos, 1988. p. 40-1.

66. NICOPOULOU-KARAYIANNI, K. et al. Image processing for enhanced observer agreement in the evaluation of periapical bone changes. **Int Endod J**, v. 35, n. 7, p. 615-22, 2002.
67. OSTUNI, J. et al. Registration of dental radiographs using projective geometry. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 22, n. 4, p. 199-203, Nov. 1993.
68. PARKS, E.T.; WILLIAMSON, G.F. Digital radiography: an overview. **J Cont Dent Prac**, v. 3, n. 4, Nov. 2002.
69. PASLER, F.A.; VISSER, H. **Radiologia odontológica: procedimentos ilustrados**. Trad. J.P. Stein. 2.ed. Porto Alegre: ARTMED, 2001. 331p.
70. PUPPIN, A.A.C.; COSTA, N.P.; GARCIA, R.S. Análise da densidade óssea pela leitura na região de molares em mandíbulas secas. **Rev Odonto Ciência**, v. 13, n.25, p.151-65, 1998.
71. RAZMUS, T.F. Caries, periodontal disease, and periapical changes. **Dent Clin North Am**, v. 38, n. 1, p. 13-31, Jan. 1994 (Abstract).
72. REDDY, M.S.; JEFFCOAT, M.K. Digital subtraction radiography. **Dent Clin North Am**, v.37, n.4, p. 533-65, Oct 1993.
73. RUDOLPH, D.J.; WHITE, S.C. Film-holding instruments for intraoral subtraction radiography. **Oral Surg**, v.65, n. 6, p.767-72, Jun. 1988.
74. SAMARABANDU, J. et al. Algorithm for the automated alignment of radiographs for image subtraction. **Oral Surg**, v. 77, n. 1, p. 75-9, 1994.
75. SAMARABANDU, J. et al. Registration techniques for digital subtraction radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 23, n. 2, p. 117-9, May 1994 (Letter).

76. SANDER, L. et al. Image homogeneity and recording reproducibility with 2 techniques for serial intra-oral radiography. **J Periodontol**, v. 67, n. 12, p. 1288-91, Dec. 1996.
77. SARMENTO, V.A.; RUBIRA, I.R.F. Contribuição da imagem digitalizada para o diagnóstico de cáries proximais. **Rev Fac Odontol UFBA**, n. 20, jan./jun. 2000.
78. SARMENTO, V.A. et al. Análise radiográfica mesiodistal da densidade óptica dos materiais utilizados em diferentes técnicas de obturação endodôntica, através de imagens digitalizadas. **Rev Odontol Univer Passo Fundo**, v. 4, n. 2, p. 7-10, jul./dez. 1999.
79. SARMENTO, V.A. et al. Imagem digitalizada em Odontologia – evolução até os dias atuais. **Rev Fac Odontol UFBA**, n. 20, p. 38-42, jan./jun. 2000.
80. SARMENTO, V.A. et al. Sistemas digitais de imagens odontológicas – fatores eletrônicos. **Rev Fac Odontol UFBA**, n. 20, p. 46-9, jan./jun. 2000.
81. SCARPARO, H.C.; COSTA, N.P.; SOUZA, A.C.A. Apresentação de uma metodologia exploratória para análise de densidade óssea na mandíbula. **Rev Odonto Ciência**, v. 10, n. 20, p. 29-45, 1995.
82. SEBBEN, C. et al. Clareamento de dentes permanentes com fluorose pela técnica de microabrasão. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, v.51, n.1, p.66-9, jan./fev. 1997.
83. SILVEIRA, I.D. et al. Comparação da densidade óptica de resinas compostas condensáveis, usando radiografias digitalizadas. **Rev Odonto Ciência**, v. 15, n. 31, p. 103-23, 2000.
84. SOUTHARD, K.A.; SOUTHARD, T.E. Detection of simulated osteoporosis in dog alveolar bone with the use of digital subtraction. **Oral Surg**, v. 77, n. 4, p. 412-8, 1994.

85. SOUTHARD, K.A.; SOUTHARD, T.E. Detection of simulated osteoporosis in human anterior maxillary alveolar bone with digital subtraction. **Oral Surg**, v.78, n. 5, p. 655-61, 1994.
86. SOUZA, C.J.A. et al. Controle da remoção da cárie dental através da subtração de imagem radiográfica computadorizada. **Rev Assoc Bras Odontol Nac**, v. 5, n. 6, p. 313-6, out./nov. 1997.
87. SOUZA, P.H.C.; COSTA, N.P.; PUPPIN, A.A.C. Análise óptica da densidade óssea retromolar mandibular por meio de imagens digitalizadas, utilizando simuladores de tecidos moles. **Rev Odonto Ciência**, v. 14, n. 28, p. 27-53, 1999.
88. SOVIERO, V.M. et al. Microabrasão do esmalte como tratamento estético da fluorose dentária. **J Bras Clin**, v.1, n.5, p.57-60, set./out. 1997.
89. STASSINAKIS, A. et al. Accuracy in detecting bone lesions in vitro with conventional and subtrated direct digital imaging. **Dentomaxillofac Radiol**, v.24, n.4, p.232-7, 1995.
90. SUNFELD, R.H. et al. Remoção de manchas no esmalte dental.: estudo clínico e microscópico. **Rev Bras Odontol**, v. 47, n.3, p.29-34, maio/jun. 1990.
91. TAMBURÚS, J.R. Radiopacidade de resinas compostas. **Rev Odont USP**, v. 4, n. 2, p.103-7, abr/jun. 1990.
92. TAVANO, O. et al. Estudo da densidade radiográfica digital do tecido ósseo face ao implante do polímero de mamoma em coelhos. **Rev FOB**, v. 7, n. 3/4, p. 53-58, jul/dez. 1999.
93. THYLSTRUP, A.; FEJERSKOV, O. Características clínicas e patológicas da cárie dentária. In:__. **Cariologia clínica**. Trad. S.R.L. Maíke. 2.ed. São Paulo: Ed.Santos. 1995. p. 112-7.

94. THYLSTRUP, A.; FEJERSKOV, O. Diagnóstico radiológico no tratamento da cárie dentária. In: __. **Cariologia clínica**. Trad. S.R.L. Maíke. 2.ed. São Paulo: Ed.Santos. 1995. p. 374-381.
95. TYNDALL, D.A.; KAPA, S.F.; BAGNELL, C.P. Digital subtraction radiography for detecting cortical and cancellous bone changes in the periapical region. **J Endod**, v.16, n.4, p.173-8, Apr. 1990.
96. VALE, I.S.; BRAMANTE, A.S.; BRAMANTE, C.M. Fator de distorção da placa ótica do sistema de imagem digital Digora. **Rev Assoc Paul Cir Dent**, v. 52, n. 4, p. 280-3, jul./ago. 1998.
97. VANNIER, M.W. Subtraction radiography. **J Periodontol**, v. 67, n. 9, p. 949-50, Sept. 1996 (guest editorial).
98. WALLACE, J.A. et al. A comparative evaluation of the diagnostic efficacy of film and digital sensors for detection of simulated periapical lesions. **Oral Surg**, v. 92, n. 1, p. 93-7, July 2001.
99. WEBBER, R.L.; RUTTIMANN, U.E.; HEAVEN, T.J. Calibration errors in digital subtraction radiography. **J Periodontol Res**, v. 25, n. 5, p. 268-75, 1990.
100. WELANDER, U.; NELVIG, P.; TRONJE, G. Basic technical properties of a system for direct acquisition of digital intraoral radiographs. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v. 75, n. 4, p. 506-16, Apr. 1993.
101. WELANDER, U. et al. Color coding of radiographic changes over time by means of image addition. **Oral Surg**, v. 78, n. 4, p. 531-8, 1994.
102. WENZEL, A. Effect of manual compared with reference point superimposition on image quality in digital subtraction radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 18, n. 4, p. 145-0, Nov. 1989.

103. WENZEL. A. Sensor noise in direct digital imaging (the Radio VisioGraphy, Sens-A-Ray, and Visualix/Vixa systems) evaluated by subtraction radiography. **Oral Surg**, v.77, n.1, p. 70-4, 1994.
104. WENZEL, A. Digital radiography and caries diagnosis. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 27, n. 1, p. 3-11, 1998.
105. WENZEL, A.; GRÖNDAHL, H.G. Direct digital radiography in the dental office. **Intern Dent J**, v. 45, n. 1, p. 27-34, 1995.
106. WENZEL, A.; HALSE, A. Digital subtraction radiography after stannous fluoride treatment for occlusal caries diagnosis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v.74, n. 6, p.824-8. 1992.
107. WENZEL, A.; HINTZE, H. Perception of image quality in direct digital radiography after application of various image treatment filters for detectability of dental disease. **Dentomaxillofac Radiol.**, v.22, n. 3, p.131-4, Aug. 1993.
108. WENZEL, A.; SEWERIN, I. Sources of noise in digital subtraction radiography. **Oral Surg**, v. 71, n. 4, p. 503-8, 1991.
109. WORKMAN, A.; BRETTLE, D.S. Physical performance measures of radiographic imaging systems. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 26, n. 3, p. 139-46, May. 1997.
110. YOSHIOKA, T. et al. Correction of background noise in direct digital dental radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 25, n. 5, p. 256-62, 1996.
111. YOSHIOKA, T. et al. An observation of the healing process of periapical lesions by digital subtraction radiography. **J Endod**, v. 28, n. 8, p. 589-91. 2002.
112. ZAPPA, U. et al. *In vivo* determination of radiographic projection errors produced by a novel film holder and an X-ray beam manipulator. **J Periodontol**, v. 62, n. 11, p. 674-83, 1991.

113. ZENÓBIO, E.G.; FERREIRA, B.A. Estudo das perdas ósseas periodontais através da imagem radiográfica digitalizada. **Rev Gaucha Odontol**, v. 45, n. 1, p. 12-4, jan./fev. 1997.

Anexo A – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos.

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

CERTIFICADO

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **004/2002-PH/CEP**, sobre **"Subtração digital radiográfica – Identificação precoce de perdas minerais em esmalte"**, sob a responsabilidade de Gustavo Nogara Dotto, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, envolvendo seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 19 de março de 2002.

Prof. Adj. Paulo Villela Santos Júnior
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa-Local

Av. Eng. Francisco José Longo nº 777 - Caixa Postal nº 314 - CEP 12201-970 - São José dos Campos - SP
☎ (012) 3921-8100 - FAX (012) 3921-2056

DOTTO, G.N. **Digital subtraction radiography:** identification of incipient enamel mineral loss. 2003. 139f. Dissertação (Mestrado no Programa de Biopatologia Bucal Área de Concentração em Radiologia Odontológica) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos, 2003.

ABSTRACT

In this in vitro study, it was evaluated the mineral loss progression caused by the application of 18% hydrochloric acid in human premolars proximal enamel, using direct digital radiographic images and the digital subtraction radiography, comparing the optical density before an after acid application. It was used a Gendex DC765 X-ray generator and the Visualix Gx-S HDI digital Xray. The results were obtained using three different Xrays exposures (0.175, 0.35, 0.7mAs) with and without the interference of a oral tissues simulator. The use of different X-ray exposure and interference of a oral tissues simulator had influenced on the optical density values for the original images ($p=0,00$), the same didn't occur for the digital subtracted images. The optical density values also differed among the ROI with and without acid application ($p=0,00$) in both original and subtracted images. The ROI optical density variation facilitated the evaluation of the proximal enamel mineral loss progression, in both original and subtracted images; the digital subtraction radiography allowed the visualization of the proximal enamel mineral loss progression.

KEYWORDS: Subtraction technique; radiography dental digital; dental caries; radiographic image enhancement; radiography.

Autorizo a reprodução xerográfica deste trabalho

São José dos Campos, Junho de 2003.

Gustavo Nogara Dotto