



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus São José dos Campos

MILTON GONÇALVES SOARES

**AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DE DOIS PROGRAMAS NA
ELIMINAÇÃO DE RUÍDO PARA TÉCNICA DE SUBTRAÇÃO**



2008

MILTON GONÇALVES SOARES

**AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DE DOIS PROGRAMAS NA
ELIMINAÇÃO DE RUÍDO PARA TÉCNICA DE SUBTRAÇÃO**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em BIOPATOLOGIA BUCAL, Área Radiologia Odontológica.

Orientadora: Profa. Adj. Mari Eli Leonelli de Moraes.

Co-orientadora: Dra. Evelise Ono

São José dos Campos

2008

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

Alvarez S, Coelho CAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos Campos: FOSJC/UNESP; 2008.

R618 e Soares, Milton Gonçalves.

Avaliação da eficiência de dois programas na eliminação de ruído para técnica de subtração/ Milton Gonçalves Soares. __ São José dos Campos : [s.n.]; 2008
84.f. : il.

Tese (Doutorado em Biopatologia Bucal) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, 2009.

Orientador: Prof. Adj. Mari Eli Leonelli de Moraes.

1.Técnica de subtração. 2. Interpretação de imagem radiográfica assistida por computador. 3. Radiografia dentária digital I.Moares, Mari Eli Leonelli. II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos. III. Título.

t611.316

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 20 de fevereiro de 2009.

Assinatura:

E-mail: milton-goncalves@ig.com.br

BANCA EXAMINADORA

Dra. Evelise Ono (Co-orientadora)

Profa. Adj. Rosilene Fernandes da Rocha

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista – UNESP

Prof. Tit. Francisco Haiter Neto

Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Universidade de Campinas - UNICAMP

Prof. Dr. Gustavo Nogara Dotto

Faculdade de Odontologia
Centro Universitário Franciscano - UNIFRA

Prof. Dr. Wilton Mitsunari Takeshita

Faculdade de Odontologia
Unidade de Ensino Superior Ingá - UNINGÁ

São José dos Campos, 20 de fevereiro de 2008.

DEDICATÓRIA

À DEUS

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, pois sem Ele nada seria possível e não estaríamos aqui reunidos, desfrutando, juntos, destes momentos que nos são tão importantes.

“tudo que pedires em oração, com fé, receberás”

(Mateus 21:22)

À Janaína

Meu grande Amor

Por existir em minha vida, Pela compreensão, carinho, paciência, dedicação e apoio em todos os momentos. Se tive forças e motivos para vencer essa longa jornada é por que você tornou minha caminhada mais suave.

“Amar é encontrar na felicidade de outrem a própria felicidade”.

(Gottfried Leibnitz)

À minha Mãe

Angelina Gonçalves

que sempre me ofereceu o melhor que pode dar, mesmo sem ter recursos para isso, que acompanhou meus passos com constante apoio e estímulo ao meu crescimento moral, intelectual e cristão.

Aos meus irmãos

Maria Eva Lopes, José Gonçalves Soares, Antônio José Gonçalves Soares, Carlos Gonçalves Soares e Maria dos Anjos Gonçalves Soares

A vocês que acompanharam cada passo meu e participaram dos meus ideais, vibrando a cada vitória, que sempre provaram ser grandes guerreiros.

Tantas realizações não seriam possíveis sem a dedicação e o incentivo de vocês.

Aos amigos

Wilton Mitsunari Takeshita, Gustavo Nogara Dotto, Luis Roque de Araújo dos Santos, Jefferson Luis Oshiro Tanaka e Evelise Ono.

Não sei como agradecer. No momento só posso dedicar este trabalho. Espero algum dia poder fazer algo grandioso por vocês, assim como fizeram por mim. Tenho certeza que de uma forma ou de outra, todos serão recompensados por Deus, ao qual peço que seus talentos e competência sejam reconhecidos e aproveitados para o crescimento científico no Brasil. Vocês são pessoas íntegras, de muito caráter, personalidade e com imenso potencial e vontade para exercer a função de professores e pesquisadores. Sorte da instituição que os tiver como membros, pois vocês farão a diferença.

"Tua capacidade de servir aos demais está na direta proporção da grandeza do teu coração, a nobreza de teus sentimentos e a intensidade com que te esforças em compartilhar, dar, servir e ser solidário, cresce e enobrece teu ser interior, te convertendo em uma pessoa melhor, mais feliz e com maiores possibilidades de viver uma vida de melhor qualidade."

(Lídia Clara Roman)

Aos amigos

Jefferson Luis Oshiro Tanaka e Evelise Ono

O caminho para o sucesso não é fácil. É preciso ter boa vontade, trabalhar com entusiasmo e competência, saber compartilhar conhecimento, ser honesto, ter caráter e amor ao próximo e, principalmente, ser amigo. Poucas pessoas têm essa capacidade e eu a reconheço em vocês. Obrigado por acreditarem em mim, pelo apoio incondicional, sem o qual não seria possível concluir este trabalho.

"A grandeza não consiste em receber agradecimentos ou dedicatórias, mas em merecê-las."

(Aristóteles)

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos amigos

Marcos André dos Santos Silva, Wilton Mitsunari Takeshita, Luis Roque de Araújo dos Santos, Jefferson Luis Oshiro Tanaka, Evelise Ono, Sandra Maria Nobre David, Antônio Francisco David, Lawrenne Ide Kohatsu, Carolina Tocalino Walter Porto, Luciano Pereira Rosa, Francine Cristina da Silva Patrícia Pasqualle Dotto e Gustavo Nogara Dotto, Cleber Frigi Bissoli, Luis Roberto Coutinho Manhaens Jr, Carola Gomes Agreda, Gisele Leite Ruviano, Myrna Lícia Gelle de Oliveira.

Agradeço a Deus, a cada dia, por tê-los colocado no meu caminho. Sempre vi em vocês pessoas de muito caráter, personalidade, honestidade, humildade, inteligência e competência. Essas virtudes ajudaram a me tornar uma pessoa melhor e também a procurar fazer a corrente do bem. Vocês são grandes professores, orientadores e pesquisadores, que irão crescer ainda mais. Rezo para que todos tenham muito sucesso, paz, harmonia, saúde... Obrigado por cada segundo dispensado a mim durante todo o curso, pelos ensinamentos científicos, pelo convívio diário e principalmente pela amizade.

"O valor das coisas não está no tempo em que elas duram, mas na intensidade com que acontecem. Por isso existem momentos inesquecíveis, coisas inexplicáveis e pessoas incomparáveis".

(Fernando Pessoa)

Aos amigos

Breno Cherfên Peixoto, Rafaela Rangel Rosa, Ana Cláudia Anhalt, Michelle Bianchi de Moraes, Patrícia Superbi Lemos Maschtaçow, Carolina Bacci Costa, Caio Vinicius Bardí Matai, Simone Maria Ragone Guimarães, Daniela Imoto Takeshita, Roberto Hiroshi Matsui, Elaine Félix, Sandra Santos, Aline Cantarelli Morossoli, Márcia Valéria Martins

Nossa jornada se torna mais amena quando Deus coloca pessoas boas em nosso caminho. Precisamos de amigos para compartilhar, nos ensinar, conduzir e alegrar. Vocês foram as pessoas certas para fazer parte desse desafio e dessa conquista. Dividimos momentos de incertezas e inseguranças. No entanto, somamos sonhos, entusiasmos, alegrias, respeito. Lutamos, sobrevivemos e crescemos... Obrigado a todos por tornar nossos dias tão agradáveis, pela disposição em ajudar os amigos nas horas mais difíceis, pelos encontros para comemorações. Talvez nossa caminhada siga rumos diferentes por força natural, mas por força dos sentimentos estaremos sempre próximos.

“A vida é uma oportunidade, aproveite-a; a vida é beleza, admire-a; a vida é um sonho, realiza-o; a vida é um desafio, enfrente-o”.

(Madre Teresa de Calcutá)

Aos Amigos

Afonso C. S. de Assis, Sidney H. Cato, Cibelle M. Hiraoka, Fernanda Trautmann, Lissa D. F. A. Mendes, Sabrina dos R. Zinsly, Paula de Moura e Eliane Maria Kreich

Desejo a vocês muito sucesso nessa caminhada que é intensa e árdua. Tenham fé, tranquilidade e persistência, contem com a ajuda dos amigos, pois um dos objetivos da nossa formação é compartilhar conhecimentos.

“A cooperação é a convicção plena de que ninguém pode chegar à meta se não chegarem todos”

(Virginia Burden)

Aos Professores

Luiz César de Moraes e Edmundo Médici Filho

Muito obrigado por tudo que fizeram pelos alunos que passaram por essa Faculdade. Vocês sempre fizeram o melhor que puderam, apoiando-nos e nos dando condições para o desenvolvimento de nossas pesquisas. Se faltava verba, material ou ânimo para dar continuidade aos trabalhos, sobrava, da parte de vocês, boa vontade, experiência, conhecimento, incentivo e uma palavra amiga para amenizar os problemas. A convivência com vocês nos ensinou a ter paciência, retidão, imparcialidade, compreensão e respeito às diferentes opiniões.

À minha Orientadora

Professora Mari Eli Leonelli de Moraes

Obrigado pela preocupação com a qualidade da minha formação, pelo incentivo, pelo carinho com que conduziu meus trabalhos, pela orientação sempre objetiva e precisa.

Aos Professores

Luiz César de Moraes, Edmundo Médici Filho, Júlio Cezar de Melo Castilho e Mari Eli Leonelli de Moraes.

Responsáveis diretos pela minha formação, obrigado por terem acreditado no meu potencial, pela simplicidade na transmissão dos seus conhecimentos, pela constante preocupação com nossa formação, pelo carinho, pela atenção, pela amizade e confiança em nós depositados.

À faculdade de Odontologia de Piracicaba_ UNICAMP

Em especial ao Prof. Francisco Haiter Neto que trabalha em prol das pesquisas e incentiva os alunos a trilharem esse caminho. Também à Doutoranda Maria Caldas. Obrigado pelo apoio, pela gentileza de ter aberto as portas da Unicamp e por terem se colocado à nossa disposição para que esse trabalho fosse realizado.

AGRADECIMENTOS

*Ao Conselho de Curso do Programa de Pós-Graduação em Biopatologia Bucal
Profa. Dra. Cristiane Yumi Koga Ito, Profa. Adj. Rosilene Fernandes da Rocha,
Prof. Adj. Luiz Eduardo Blumer Rosa, Profa. Adj. Mari Eli Leonelli de Moraes*

Pela competência, seriedade, dedicação, empenho, disposição, respeito e organização com que conduzem o curso.

Ao Professor Titular Horácio Faig Leite

Por contribuir com nossa formação, participando ativamente com suas aulas e se preocupando em formar bons professores. Pelo apoio, contribuição e boa vontade em nos ceder, sempre, todo o material que precisamos para a execução dos nossos trabalhos.

Aos componentes do Comitê de Ética em Pesquisa da FOSJC

Prof^ª. Dr^ª. Janete Dias de Almeida (coordenadora), Prof^ª. Dr^ª. Suelly Carvalho Mutti Naressi, Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli, Prof^ª. Dr^ª. Adriana Aigotti Haberbeck Brandão, Prof. Dr. Horácio Faig Leite, Sr^ª. Helena watanabe, Sr^ª. Elizete Wenzel Moreira, Prof^ª. Dr^ª. Denise Nicodemo, Prof^ª. Dr^ª. Vera Lucia Ignácio Molina, Sr^ª. Ângela Bellini de Brito, Dr^ª. Glória G.G.M. de Castro

Pelos relevantes serviços prestados aos alunos, aos professores e à sociedade. Vocês dedicam parte do tempo a uma causa nobre e muitas vezes não são reconhecidos por isso. Parabéns a todos.

À faculdade de Odontologia de São José dos Campos_UNESP

Por nos dar a oportunidade, o apoio e o incentivo para realizarmos mais um sonho em nossas vidas. E também por contribuir com o crescimento e o desenvolvimento do Brasil.

Às Amigas Eliana Damasceno e Maria Conceição Pessoa

À Vocês que sempre demonstraram respeito, afeto, amizade e tornam nossos dias e nosso convívio mais agradáveis, muito obrigado por tudo. Ficarão sempre em nossas lembranças.

À Silvana Alvarez

Muito obrigado pela atenção, dedicação, competência e paciência na árdua tarefa que você executa tão bem.

À equipe da biblioteca

Sônia Maria Reis, Neide do Nascimento, Goretti F. dos Santos Oliveira, Renata Aparecida Couto, Deise Cristina A. G. Coelho, Glacy Silvério dos Santos, Maria das Dores Nogueira, Dezirée Alves de Souza, Ana Paula Mattozo Durante.
Obrigado pela convivência amigável e auxílio constante, sempre dispostas a nos ajudar. Sem vocês nós não conseguiríamos desenvolver nossos trabalhos.

Aos Amigos do Serviço Técnico de Informática

*Luciano Muller Lima, André Luiz Goia de Araújo, Newton Guimarães Junior,
Pedro Henrique Moraes Ananias, Ricardo Henrique Areão*

Pela amizade, competência, dedicação, disposição, boa vontade, respeito e educação polida que sempre tiveram para nos atender e conduzir essa difícil tarefa.

À equipe da secretaria da Pós-graduação

*Rosemary de Fátima Salgado, Erena Michie Hasegawa, Maria A. consíglia de
Souza e Lílian F. das Graças*

Vocês são pessoas fundamentais para o sucesso do curso de Pós-graduação. Muito obrigado pela disposição, atenção, amizade, compreensão e calma que sempre tiveram para nos ajudar.

Aos Amigos da ZWN 23

So Hélio, Luiz G. Bonfim, Sebastião, Luiz A. Guimarães, Jaime F. de Almeida, Luis Carlos L. Braz, Paulo, João C. Gomes, Marcio M. Maciel, Joel Cauduro, Cláudio S. Pinheiro, Nemésio F. de Freitas, Sidnei S. Oliveira, Edson R. de Oliveira, Marcos B. de Farias, Rosenberg P. dos Santos, Claudius A. T. de Mello, Marcelo Rodrigues, Nymes C. Filho, Arlindo, Marcos N. de Souza, C. Ribeiro, Mauro F. Tavares, Assis, Antônio, Luiz A. Araújo, Sidnei, Geovany C. da Silva

“Muito obrigado pelo apoio, união, compreensão durante esses anos. Permaneço unido a vocês, como amigo e como equipe de serviço que somos. Meu eterno e sincero agradecimento. Peço a Deus que ilumine todos e que possamos vencer nossas batalhas”.

Aos Amigos

Marcelo José Leal, André Luis dos Santos Miranda, Marcelo Medeiros Souza, Charles Abreu Martins, Guilherme Hosken Barbosa, Wendell Costa Lamas, Cassius Marcelus Baesso Cardoso, Díbulo Rodrigues de Oliveira, Evanildo Leite Alckmin, Deise Moreira Reis, Jorvarcir Pereira da Silva e Eliseu da Cunha

Mesmo separados pela distância, vocês sempre estiveram presentes na minha memória. Esta conquista tem um pouco de cada um de vocês, dos quais sempre me orgulhei e nos quais sempre me espelhei. Obrigado pelo apoio, incentivo e AMIZADE de todos.

“Só existe uma coisa melhor do que fazer novos amigos: conservar os velhos”.

(Elmer G. Letterman)

SUMÁRIO

RESUMO.....	13
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	14
1 INTRODUÇÃO.....	15
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	18
2.1 Subtração radiográfica digital.....	18
2.2 Registro de imagens radiográficas <i>a priori</i>	27
2.3 Registro de imagens radiográficas <i>a posteriori</i>	31
3 PROPOSIÇÃO.....	45
4 MATERIAL E MÉTODO.....	46
4.1 Amostra utilizada.....	46
4.2 Programas utilizados para o registro <i>a posteriori</i>	48
4.2.1 Regeemy – v. 0.2.43.....	48
4.2.2 EMAGO® – Advanced 5.0	49
4.3 Utilização do Regeemy.....	50
4.4 Utilização do EMAGO®	56
4.5 Subtração radiográfica digital.....	59
4.6 Avaliação comparativa da qualidade da subtração digital.....	60
5 RESULTADOS.....	63
6 DISCUSSÃO.....	68
7 CONCLUSÃO.....	82
8 REFERÊNCIAS.....	83
ANEXOS.....	90
ABSTRACT.....	91

Soares MG. Estudo comparativo entre dois programas de registro *a posteriori* para a técnica de subtração radiográfica digital [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, 2008.

RESUMO

O objetivo neste trabalho foi comparar, por meio da técnica de subtração radiográfica digital (SRD), a qualidade do registro *a posteriori* de 2 programas de computador. Para isso foi utilizada amostra de 294 radiografias periapicais digitais diretas. Essa amostra foi obtida de estudo anterior, no qual foram radiografados 49 dentes de mandíbulas maceradas, das regiões de incisivos centrais, laterais, caninos e pré-molares. Cada dente foi radiografado com 6 diferentes ângulos de projeção, sendo: 0° de ângulo horizontal com 0°, 10° e 20° de ângulo vertical, e 10° de ângulo horizontal com 0°, 10° e 20° de ângulo vertical. As imagens radiográficas foram inseridas nos programas EMAGO® e Regeemy para os registros. Em seguida as SRD foram realizadas no programa *Image Tool* versão 1.27. A qualidade do registro das imagens foi avaliada por meio dos valores do desvio-padrão (DP) dos níveis de cinza das imagens subtraídas, o (DP) dos níveis de cinza serve como parâmetro para determinar o ruído nas imagens subtraídas. Para isso foi utilizado o programa *Adobe Photoshop* versão 7.0. A comparação dos valores do ruído das imagens subtraídas (desvio-padrão dos níveis de cinza) foi realizada pelo teste *t* pareado com nível de significância de 5%. Pelos resultados, verificou-se diferença estatisticamente significantes entre os 2 programas para todas as variações de ângulos de projeção estudadas, com valores maiores no DP quando se utilizou o programa EMAGO®. Visto que as imagens registradas pelo programa Regeemy resultaram em imagens subtraídas com menor desvio padrão de tons de cinza, conclui-se que esse programa apresentou melhor performance no registros de imagens para a técnica de subtração.

Palavras-chave: Técnica de subtração. Interpretação de imagem radiográfica assistida por computador. Radiografia dentária digital.

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

CCD	= Charge Coupled Device
CDR	= Computer Dental Radiography
CMOS	= Complementary metal oxide semiconductor
DC	= Direct Current
DDI	= Direct Dental Imaging
DPI	= Departamento de processamento de imagens
INPE	= Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais
kV	= Kilovolt
mA	= Miliampère
PA	= Pósterio-anterior
PSP	= Photostimulable Storage Phosphor
RVG	= RadioVisioGraphy
ROC	= Receiver operating characteristic
ROI	= Region of interest
SRD	= Subtração radiográfica digital
TIFF	= Tagged Image File Format

1 INTRODUÇÃO

As radiografias convencionais contêm mais informações do que realmente podem ser vistas pelo olho humano. Estruturas de fundo como osso alveolar e dentes adjacentes podem dispersar a visão do examinador no momento da interpretação radiográfica, tornando difícil a detecção de mudanças nos processos patológicos. Nos diagnósticos de perda mineral em tecido ósseo ou dentário determinados níveis existentes de perdas podem ser visíveis, mas a progressão dessa perda observada em exame radiográfico convencional para um posterior pode ser muito difícil de interpretar (Reddy; Jeffcoat⁴¹, 1993). A detecção de perdas minerais dos tecidos é importante porque possibilita ao Cirurgião-dentista a aplicação de medidas preventivas ou corretivas.

A técnica de subtração radiográfica digital (SRD) se aplica à resolução dessa limitação na detecção de mudanças na imagem radiográfica.

A primeira geração da técnica de subtração surgiu na década de 30 e era usada na medicina. Foi descrita por Zeides des Plantes. Era uma subtração fotográfica executada fazendo o alinhamento manual de radiografias com registro de imagens *a priori* (Dotto et al.⁷, 2005)

A SRD foi introduzida na Odontologia nos anos oitenta (Reddy; Jeffcoat⁴¹, 1993; Ellwood et al.¹², 1997) com o objetivo de comparar duas radiografias padronizadas feitas em diferentes tempos. Essa técnica consiste em subtrair, pixel por pixel, as estruturas que não se alteraram entre os dois exames radiográficos resultando em uma terceira imagem envolta por fundo cinza neutro, cujo valor na escala de cinza é igual a 128 para os locais sem alteração. Áreas de perda de

tecido mineral são convencionalmente mostradas pela tonalidade de cinza escuro ou preto, cujos valores na escala de cinza se aproximam a zero e para áreas de ganho aparecem como cinza claro ou branco que na escala são valores mais próximos a 255. Com isso, o diagnóstico precoce de perda ou ganho mineral pode ser realizado antes da evidência da alteração em radiografias convencionais (Bittar-Cortez², 2005).

No entanto, é necessário que ambas as imagens sejam obtidas sob as mesmas condições de projeção geométrica, configurações de tubo de raios X e procedimentos de revelação do filme radiográfico (Cury et al.⁶, 2005).

Ettinger et al.¹³ (1994) afirmaram que é possível utilizar a SRD para detectar perda de 1 a 5% dos componentes minerais dos tecidos ósseos e dentários, enquanto que em radiografias convencionais existe a necessidade de obter-se perda óssea significativa, em torno de 30 a 50%, e que atinja principalmente a cortical óssea para que seja detectada.

Essa técnica tem sido muito útil para acompanhamento radiográfico seqüencial e na análise quantitativa de alterações de estruturas mineralizadas. Portanto, permite monitorar o reparo ósseo de lesões periapicais após o tratamento endodôntico (Kravitz et al.²⁹, 1992), avaliar ao longo do tempo a progressão ou reparo da doença periodontal (Reddy; Jeffcoat⁴¹, 1992), avaliação da reabsorção radicular externa, avaliar mudanças ósseas ao redor de implantes (Jeffcoat et al.²⁶, 1992) e avaliar a progressão de perdas minerais por cárie dentária (Gröndahl et al.¹⁵, 1982; Maggio et al.³⁴, 1990).

A principal vantagem da SRD é permitir a observação quantitativa e qualitativa de pequenas alterações entre duas imagens radiográficas, que se observada pelo olho humano passariam despercebidas. Por exemplo, detecção de pequenas perdas minerais em tecido dentário ou ósseo. Portanto, a SRD melhora significativamente a sensibilidade e exatidão na avaliação das imagens radiográficas (Dotto⁸,

2005).

Existem alguns programas de computador utilizados para gerar imagens de subtração radiográfica digital, dentre eles o EMAGO®/Advanced 3.43 (Oral Diagnostic Systems, Louwesweg, Amsterdam, Netherlands) e o Regeemy – Image Registration and Mosaicking v.0.2.43 (DPI-INPE, São José dos Campos, SP, Brazil). No entanto esses programas possuem ferramentas e funções distintas que podem oferecer rapidez e praticidade na execução dos trabalhos.

Uma das ferramentas desses programas é a função reconstrução, conhecida também como registro, que permite fazer o registro de imagens *a posteriori*. Essa função é utilizada para que duas radiografias feitas em tempos diferentes tenham projeção geométrica mais semelhantes possíveis. Haja vista, que a maior dificuldade na execução da técnica de SRD é obter imagens radiográficas padronizadas.

A reconstrução digital ou registro *a posteriori* é feito por meio de marcação de pontos de controle posicionados em estruturas anatômicas comuns nas duas imagens radiográficas. Esse procedimento é fundamental para se fazer o registro da imagem com perfeito alinhamento e minimizando as discrepâncias geométricas entre as imagens radiográficas obtidas em tempos diferentes. A seleção dos pontos controle é diferente para cada programa, os quais podem realizar registros de melhor ou pior qualidade.

Diante da evolução de novos métodos e programas que visam melhorar a interpretação de imagens radiográficas e a escassez de trabalhos na literatura que avalia qual é o melhor método a ser utilizado, decidiu-se realizar esta pesquisa. Portanto, o objetivo neste trabalho é avaliar, por meio da subtração radiográfica digital, a qualidade da reconstrução digital de imagens radiográficas (registro *a posteriori*) de dois programas de computadores que executam essa função.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Subtração radiográfica digital

Hårdstedt e Welander²¹ (1975) relataram que a técnica de subtração radiográfica foi descoberta por Zeides des Plantes em 1934 em pesquisas feitas com exames de angiografia. É considerada a primeira geração das técnicas de SRD. A técnica consistia na obtenção de duas imagens radiográficas, uma convencional que era transformada em negativo (filmes para subtração) e outra que era obtida após injeção de meio de contraste na corrente sanguínea. Posteriormente as imagens eram sobrepostas na presença de luz, sobre o negatoscópio. Como em um negativo as estruturas ósseas se apresentam na cor negra, a presença de luz neutraliza os tecidos ósseos da segunda imagem facilitando a observação do trajeto de artérias e vênulas. As limitações dessa técnica eram a geometria de exposição e as variações no contraste entre as radiografias inicial e final.

A segunda geração surgiu em 1983 e foi descrita por Gröndahl et al.¹⁶ Nessa nova fase, a técnica de subtração era digital (executada pelo computador). As imagens eram digitalizadas por meio de filmadoras e enviadas para o computador. A imagem inicial ou referência era passada para o computador na forma positiva e mostrada em monitor de vídeo, a imagem final era transformada em negativo durante a digitalização e sobreposta no monitor sobre a inicial, esse procedimento foi feito para alinhar as imagens de forma manual pelo observador. Nessa segunda técnica ou geração da subtração utilizava-se o registro *a priori* da geometria de projeção e o alinhamento do filme radiográfico era feito

de forma manual.

Ortman et al.³⁷ (1985) afirmaram que é possível detectar, por meio de uma avaliação subjetiva, alterações ósseas induzidas artificialmente usando a subtração radiográfica. Isso seria possível a partir de 1 a 5% de perda dos componentes minerais ósseos e dentários. Enquanto que em radiografia convencional só seria possível a partir de perdas minerais significativas, em torno de 30 a 50% e que atinja, principalmente, a cortical óssea para que seja detectada.

Rudolph et al.⁴² (1987) relataram que uma das vantagens da SRD relaciona-se à possibilidade de utilização de radiografias com densidade insuficiente para diagnóstico. Essa constatação é relevante, porque, como as radiografias executadas para o diagnóstico de lesões de cárie devem apresentar densidade elevada, poderiam ser evitadas repetições de radiografias claras. Seguindo essa linha de raciocínio, deduz-se que outras investigações poderiam abordar o diagnóstico de lesões de cárie proximais com receptores de imagem subexpostos pela redução na dose de radiação X.

Benn¹ (1990) relatou que a acurácia da técnica da subtração radiográfica digital em revelar alterações quantitativas de densidade óssea está na dependência da produção de radiografias padronizadas geometricamente, além de contraste e densidade semelhantes. Qualquer alteração entre a radiografia inicial e final na mesma região anatômica irá produzir áreas na imagem de subtração com aumento ou diminuição da densidade, o que pode ser interpretado erroneamente como regiões de ganho ou perda óssea.

Reddy e Jeffcoat⁴¹ (1993) relataram que o desenvolvimento da técnica de subtração em Odontologia ocorreu paralelamente ao seu emprego na Medicina, sendo que nos estudos iniciais era utilizada 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 equalização de contraste e também correção geométrica, tornou possível a aplicação da subtração digital de imagens radiográficas, utilizando radiografias intrabucais. A subtração digital ganha em qualidade, praticidade e economiza tempo quando comparada a seu antecessor subtração fotográfica.

De acordo com Samarabandu et al.⁴³ (1994), é necessário diferenciar entre registro de imagens *a priori*, utilizado para estabilizar a geometria de projeção no momento da aquisição da radiografia, com registro de imagens *a posteriori*, ou seja, registro de imagens realizado com padronização da geometria de exposição após a imagem ter sido obtida. O registro geométrico de imagens mapeia o sistema de coordenadas dos *pixels* da imagem *inicial* sobre aquele da imagem final, ou vice-versa. Normalmente, a equalização de contraste é executada após o registro de imagens ter sido executado. A origem ou natureza dos pontos controle pode ser intrínseca ou extrínseca. Os pontos controle de origem intrínseca são aqueles marcados em imagens de estruturas anatômicas. Já os extrínsecos são objetos radiografados junto com a região de interesse.

Lehmann et al.³² (2000) relataram que a terceira geração das técnicas de subtração foi introduzida no final dos anos oitenta. Por mais que ainda fosse utilizada a geometria de projeção *a priori*, o alinhamento das imagens não era mais manual. Algoritmos executavam transformações rígidas tipo rotações e translações na imagem final para poder sobrepô-la sobre a inicial. Surgia assim o registro *a posteriori* da imagem radiográfica mediante a marcação de pontos controle em ambas imagens. Todavia, ainda hoje, vinte anos após o descobrimento da técnica de subtração, sua utilização na clínica odontológica ainda é escassa ou limitada.

Wenzel et al.⁴⁸ (2000) compararam a reprodutibilidade na avaliação do comportamento de lesões de cárie em imagens por

subtração e radiografias convencionais. A amostra era constituída por 97 pares de radiografias interproximais de clientes de clínica privada, sendo que o intervalo de tempo entre as tomadas variou de 1 a 2 anos. Foram obtidas imagens por subtração para os dentes superiores e inferiores, separadamente, devido à falta de padronização das radiografias. Sete examinadores, 1 radiologista e 6 estudantes do último ano de Odontologia, interpretaram as radiografias convencionais e as imagens por subtração. De acordo com as análises estatísticas, os valores médios de concordância intra-examinador foram equivalentes a 0,758 e 0,875 para as radiografias convencionais e imagens por subtração, respectivamente, evidenciando uma diferença estatisticamente significativa. A concordância intra-examinador foi, em geral, maior do que o resultado do teste interexaminador, para ambos os métodos. A concordância interexaminador não foi maior para as imagens por subtração, indicando que as características das lesões foram interpretadas diferentemente pelos examinadores, ainda que eles estivessem calibrados. No entanto, os autores sugeriram que a subtração pode ser um recurso útil para a avaliação da progressão de lesões de cárie na rotina da prática clínica.

Cornelis et al.⁵ (2002) relataram que uma das maiores indicações da SRD na Odontologia é auxiliar no diagnóstico precoce de cáries, que é a mais comum entre todas as doenças da cavidade bucal no mundo todo. Sendo essa doença de etiologia bacteriana, seu começo é a 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 o diagnóstico precoce tem importância vital para o tratamento preservando o máximo de estrutura dentária sadia.

Ferreira¹⁴ (2004) comparou as imagens por subtração, obtidas com o filme radiográfico InSight[®] e os sistemas digitais

CygnusRay MPS[®], DenOptix[®] e DIGORA[®], no diagnóstico de lesões de cárie proximais experimentalmente induzidas em esmalte. O registro padronizado das imagens radiográficas dos dentes foi realizado no primeiro dia e ao final de cada período de desmineralização. Subseqüentemente, foram adquiridas as imagens por subtração digital linear e logarítmica. Três radiologistas experientes e devidamente treinados interpretaram as radiografias iniciais e finais, pelo método comparativo, em duas ocasiões. As imagens por subtração foram examinadas por um quarto radiologista. Para avaliar se houve perda ou ganho de tecido mineral na área estudada, foi utilizado também o teste de microdureza *Knoop* do esmalte seccionado longitudinalmente. Foram analisadas todas as áreas testes de todos os dentes. Procedeu-se também às dosagens bioquímicas de fósforo e cálcio, nas soluções desmineralizantes dos dentes dos quatro grupos experimentais. Foi possível constatar que o sistema DenOptix[®] e a radiografia convencional destacaram-se por apresentar as melhores medidas de desempenho. Por outro lado, as imagens por subtração, produzidas a partir das radiografias adquiridas com o filme InSight[®] e os sistemas digitais CygnusRay MPS[®], DenOptix[®] e DIGORA[®], apresentaram performances similares. Os valores de acurácia calculados para as imagens por subtração foram superiores a 92%; para as radiografias convencionais, digitais e digitalizadas, essas medidas variaram de 78,9 a 86,1%. As imagens por subtração linear e logarítmica apresentaram performance superior em comparação às radiografias originais. Portanto, a subtração radiográfica digital é um recurso útil e aplicável no diagnóstico de lesões de cárie proximais em esmalte.

Dotto et al.⁸ (2005) avaliaram a progressão da perda mineral causada pela aplicação de ácido clorídrico a 18% em esmalte proximal de dentes pré-molares humanos, utilizou imagens radiográficas digitais diretas e também a técnica de subtração digital de imagens, por meio da comparação dos valores de densidade radiográfica nas ROI

antes e após aplicação ácida. Foram utilizados, aparelho radiográfico Gendex 765DC 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 radiográfica das imagens originais ($p=0,00$), o mesmo não ocorrendo para as imagens subtraídas. Os valores de densidade radiográfica também diferiram entre as ROI com e sem aplicação ácida ($p=0,00$) em ambas as imagens originais e subtraídas. A variação na densidade radiográfica 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.

Segundo Bittar-Cortez² (2005), o exame radiográfico após a instalação de implantes endósseos é importante meio auxiliar de diagnóstico para se avaliar as alterações no tecido ósseo adjacente, pois durante as fases de reparo e remodelação, no primeiro ano após a implantação ocorre uma redução do osso marginal. Nesse estudo o autor se propôs avaliar o uso da subtração radiográfica digital na avaliação da região perimplantar em estudo *in vivo*. Trinta e quatro indivíduos foram monitorados por meio de radiografias periapicais convencionais padronizadas, no primeiro acompanhamento pós-operatório após a cirurgia para instalação de implantes endósseos e quatro meses após, antes da segunda fase cirúrgica, ao final do período de remodelação óssea. As radiografias foram digitalizadas e imagens de subtração radiográfica digital foram criadas por meio de programa de computador denominado EMAGO[®]. Os dois tipos de imagens, digitalizadas e subtração radiográfica digital, foram comparadas quantitativamente a partir de medidas de densidade óssea, obtidas por meio do histograma de uma área selecionada e por meio de medidas lineares da altura óssea

presente avaliando também a reprodutibilidade interobservadores. Dentro das condições desse estudo, concluiu-se que a subtração radiográfica digital pode auxiliar na avaliação da densidade óssea de forma semelhante à imagem digitalizada. Entretanto, medidas de altura óssea podem ter valores mais próximos do real utilizando imagens de subtração, mas essas medidas apresentam variabilidade interobservadores.

Cury et al.⁶ (2005) avaliaram a capacidade de um programa de subtração radiográfica digital em detectar pequenas alterações ósseas alveolares. Para isso foram feitos defeitos na crista óssea alveolar interproximal medindo 1,55 mm, na região de segundos molares superiores. Esses defeitos foram progressivamente aumentados para 2,46 mm e 2,86 mm de diâmetro. Radiografias padronizadas foram feitas antes da criação dos defeitos e após cada ampliação dos mesmos defeitos, posteriormente foram digitalizadas e subtraídas pelo programa Imagelab (Imagelab, Softium, São Paulo, SP, Brasil). As imagens subtraídas foram interpretadas em triplicata por um examinador treinado. A sensibilidade e especificidade do examinador em detectar os defeitos foram, respectivamente, 66,67% e 75%, para defeitos pequenos (1,55 mm) na distal do molar e 100% para os demais defeitos. Houve forte correlação entre o tamanho real do defeito e o tamanho estimado pelo programa ($r^2 = 0,88$, $p < 0,0001$). O aumento de 0,4 mm do defeito não resultou em mudança no nível de cinza detectável pelo programa. Concluindo, o programa foi preciso em correlacionar o tamanho real do defeito com o tamanho estimado, entretanto, mudança óssea de 0,4 mm no tamanho do defeito não foi diagnosticada como mudança no nível de cinza e a sensibilidade e especificidade foram baixas para defeitos pequenos na distal dos molares.

Tsiklakis et al.⁴⁵ (2005) avaliaram a cicatrização óssea após a remoção cirúrgica de cistos radiculares usando radiografias panorâmicas no pré e pós-operatório. As radiografias foram digitalizadas e subtraídas usando transformação projetiva no software (EMAGO[®]). No

entanto, a região de interesse digitalizada foi somente a área da lesão. A digitalização foi feita com câmera fotográfica tipo CCD (Charge Coupled Device), com distância padronizada. Posteriormente a imagem foi levada para o programa EMAGO[®] para ser manipulada, transformação projetiva, na qual as imagens referência e segunda imagem foram sobrepostas gerando a terceira imagem. A partir disso foi possível calcular os pixels e o percentual de cicatrização óssea nessa região de interesse. Os dados foram analisados utilizando o teste t de Student e o teste de Wilcoxon teste para emparelhar diferenças. A percentagem de cicatrização óssea variou de 55,14% para 95,68%, com média de 72,27%. Em todos os casos, as diferenças foram significativamente diferentes em $P = 0,01$. O método de SRD usando reconstrução geométrica por meio da transformação projetiva permite a padronização, apenas na região de interesse da imagem radiográfica. É um método adequado para análise do processo de reparação óssea.

Haiter Neto e Wenzel²⁰ (2005) compararam dois programas de SRD para avaliar o nível de ruído nas imagens radiográficas subtraídas. Para isso utilizaram 25 pares de radiografias interproximais, as quais foram obtidas utilizando-se posicionador Kwik Bite[®] (*Hawe Neos, Dental AS, Bioggio – Switzerland*) sem uso de registro de mordida. As imagens radiográficas foram obtidas por meio do sistema Digora fmx scanner system (*Orion Corporation, Soredex, Helsinki, Finland*) e exportadas no formato TIFF (*Tagged image file*) para computador sem qualquer tipo de manipulação de brilho ou contraste. Os programas de subtração digital utilizados foram: X Poselt (XP) (*Image Interpreter System, Lystrup, Denmark*) e EMAGO[®]. Ambos os programas são baseados na localização de pontos de referência para sobreposição de duas imagens para serem subtraídas. A hipótese inicial (H_0) era que não houvesse diferença entre os níveis de ruídos nas imagens subtraídas produzidas pelos dois programas. No entanto, baseado no desvio padrão do histograma dos níveis de cinza, concluíram que, as imagens

subtraídas produzidas pelo programa X-Poselt apresentam menos ruídos que as imagens produzidas pelo programa EMAGO®.

Pasin³⁸ (2006) avaliou radiograficamente e por meio da SRD, defeitos infra-ósseos em paredes alveolares, tratados com proteína derivada da matriz do esmalte (PME) e/ou o retalho de espessura total repostado (RET). Foram selecionados 11 indivíduos com periodontite crônica apresentando 2 ou mais defeitos infra-ósseos. O exame radiográfico foi padronizado com o uso de posicionador. As radiografias foram digitalizadas e passadas para o programa AxioVision 3.0 para medir a distância da junção cimento-esmalte à crista óssea alveolar, ao fundo do defeito ósseo. Pelos resultados verificaram que na crista óssea alveolar houve perda de 1,8 mm para a PME e 0,9 mm para RET, sem diferença entre os grupos. Observaram maior preenchimento no fundo do defeito ósseo em RET (1,1 mm) do que em PME (- 0,6 mm), com diferença entre os grupos ($p < 0,01$). O autor concluiu que por meio da análise da SRD linear o tratamento convencional de defeitos intra-ósseos humanos promoveu melhores resultados quando comparados à aplicação da PME.

Bittar-Cortez³ (2008) comparou dois protocolos de remineralização em lesões de cárie no esmalte dentário, avaliados por meio de análises de cálcio e fósforo, dureza do esmalte, microscopia de luz polarizada e subtração radiográfica digital; avaliou a viabilidade da utilização de dois diferentes sistemas de radiografias digitais, placas PSP (Photostimulable Storage Phosphor) e sensor CMOS (Complementary metal oxide semiconductor), no diagnóstico de desmineralizações, e a acurácia das radiografias digitais convencionais e três métodos de SRD (linear, avançada e logarítmica) no diagnóstico de mudanças minerais; e também comparou o ruído e reprodutibilidade das imagens de SRD lineares e logarítmicas produzidas a partir de dois sistemas de radiografias digitais. Nesse trabalho o autor concluiu que o tratamento adicional de flúor promoveu valores maiores de ganho mineral, a análise

de cálcio e fósforo na saliva artificial foi o método mais sensível na avaliação de alteração mineral, a imagem de SRD linear foi o método válido na detecção do aumento de intensidade como sinal de ganho mineral e as imagens de SRD utilizando as placas PSP tiveram menor ruído do que nas imagens geradas pelo sensor CMOS.

2.2 Registro de imagens radiográficas *a priori*

Gröndahl et al.¹⁷ (1984) avaliaram, por meio da SRD, a influência da geometria de projeção sobre a detecção de pequenas lesões ósseas periodontais. Os resultados foram comparados com os de radiografias convencionais. Foram obtidas radiografias de referência e de acompanhamento da região marginal do osso alveolar de mandíbulas humanas. As radiografias foram obtidas de forma padronizada e posteriormente digitalizadas para serem subtraídas. As avaliações das imagens foram feitas por 10 Cirurgiões-dentistas, os quais compararam as radiografias convencionais com as imagens subtraídas, antes e após as lesões provocadas. Para cada observador, o tipo de imagem e projeção, a as taxas resultantes de verdadeiros positivos e falsos diagnósticos positivos foram plotados em um gráfico. A área sob a curva, obtida por meio da conexão de pares de valores verdadeiros positivos e falsos resultados positivos associados com as diferentes classificações para o diagnóstico, foi usada como medida de precisão para esse fim. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os resultados obtidos da subtração com os resultados das radiografias convencionais, quer sejam produzidos a partir de pares de radiografias idênticas ou não.

Dunn e Van Der Stelt¹⁰ (1992) descreveram um dos métodos para se fazer o registro de imagens *a priori*. O método consistia em obter registro de mordida adaptar esse ao posicionador intrabucal,

que por sua vez era adaptado ao cilindro localizador para manter constante a relação: aparelho, objeto e filme. Associado a esses dispositivos são também utilizados cefalostatos para manter constante a posição da cabeça do indivíduo (eliminar as rotações). No entanto os autores afirmaram que essas necessidades limitam muito o uso da técnica de subtração.

Ludlow e Peleaux³³ (1994) desenvolveram nova técnica para fazer registro de imagens *a priori*. É uma variação das técnicas no dispositivo de registro com utilização de cefalostato. Essa nova técnica elimina o uso do registro de mordida e permite a realização de radiografias de todas as regiões da boca. Os autores compararam a nova técnica com aquela de uso tradicional, para isso utilizaram o desvio-padrão dos níveis de cinza das imagens subtraídas. Uma das maiores vantagens dessa técnica seria o menor tempo necessário para aquisição das imagens. O novo dispositivo utilizava um cefalostato, sistema de alinhamento por feixes de luz e posicionadores para o filme tipo Rinn XCP. Os autores realizaram uma subtração controle, ou seja, a subtração de uma radiografia por ela mesma para cada uma das imagens, com o objetivo de determinar a quantidade de erro causado por: ruído do sistema e registro de imagens. As médias e o desvio-padrão para cada técnica foram comparados utilizando o teste t-pareado. Os resultados mostraram valor não significativo para $p = 0,68$, porém, a vantagem é não necessitar material elastomérico para o registro de mordida.

Hausmann et al.²² (1995) descreveram um dispositivo para alinhamento geométrico, utilizando sensor e luz laser para padronizar a geometria entre as incidências. No dispositivo anteriormente desenvolvido pelos autores havia dificuldade em: a) posicionar simultaneamente a cabeça do indivíduo 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 resultados foram superiores aos encontrados utilizando o outro posicionador. Os autores relataram que a especificidade e sensibilidade encontradas para a técnica foram 98% e 75%, respectivamente.

Sander et al.⁴⁴ (1996) compararam duas técnicas para reprodução da geometria de exposição de radiografias periapicais. A primeira utilizava dispositivo para fixação mecânica do conjunto indivíduo posicionador e tubo de raios X, já a segunda utilizava dispositivo óptico para alinhamento do indivíduo 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.

Ellwood et al.¹² (1997) estudaram a técnica de SRD com o objetivo de avaliar, *in vitro*, a capacidade do sistema detectar quantitativamente as diferenças de densidade entre os pares de imagens radiográficas. Foram obtidas 4 radiografias periapicais do primeiro molar superior de 5 crânios humanos, usando o sistema radiográfico digital indireto Digora. As 4 imagens foram consideradas imagens de referência e 3 imagens contendo objetos teste com cilindros de alumínio de 0,5, 1 ou 2 mm de espessura, e 2,5 mm de diâmetro. O software semi-automático de imagem foi utilizado para distorcer as 3 imagens com os objetos teste. Diferentes imagens foram produzidas e seus contrastes aumentados. Para as regiões de interesse, com ou sem os objetos de testes presentes, a diferença de densidade entre a imagem de referência e as imagens com objetos de teste foram calculados utilizando como referência uma escala sensitométrica de alumínio. Os objetos-teste foram claramente visíveis em

todas as imagens. A diferença significativa entre o real e o volume estimado do objeto teste foi 0,31 mm Al. Houve forte evidência ($r = 0,83$) entre o real e o volume estimado de alumínio. Concluíram que este sistema fornece precisão à avaliação clínica.

Dove et al.⁹ (2000) compararam novo sistema de subtração radiográfica digital com imagens radiográficas convencionais para a detecção de lesões ósseas periapicais e periodontais. Foram simuladas lesões de vários tamanhos em mandíbula humana seca. As imagens radiográficas foram obtidas com diferentes angulações de projeção e em seguida digitalizadas e subtraídas. Quatro examinadores avaliaram as subtrações, posteriormente foram calculadas, a sensibilidade (a porcentagem de diagnósticos corretos do número total de exames feitos, ou seja, é a expressão da capacidade do observador em detectar alterações na imagem radiográfica) e a especificidade (a precisão da avaliação radiográfica, porcentagem de observações verdadeiras em relação ao número total de observações possíveis). A média da sensibilidade e especificidade para o diagnóstico das lesões ósseas por meio da SRD com variações angulares da projeção geométrica foram 87,9% e 85%, respectivamente, os resultados correspondentes para a radiografia convencional foram 47,54% e 97,38%. A diferença de sensibilidade foi estatisticamente significativa, enquanto que a diferença de especificidade não foi. Os autores concluíram que, é possível utilizar o sistema de SRD para detectar alterações nos tecidos mineralizados, mesmo que as imagens radiográficas sejam obtidas com variações angulares de projeção geométrica.

2.3 Registro de imagens radiográficas *a posteriori*

De acordo com Jeffcoat et al.²⁵ (1984), para se utilizar rotineiramente radiografias não padronizadas para medidas de perda óssea alveolar, é desejável a capacidade de comparar qualquer radiografia a outra de referência pela “flexão” matemática da segunda radiografia para seu alinhamento à radiografia de referência. Assim, em 1984, os autores apresentaram algoritmo que permitia que características anatômicas de radiografias não padronizadas fossem transformadas de acordo com a radiografia de referência. Essa transformação permitia medidas diretas e comparações da perda óssea alveolar entre radiografias seqüenciais. Por utilizar pontos anatômicos como referência, nenhum dispositivo de fixação ou posicionamento era necessário. Os cálculos eram facilmente realizados por meio de computador. Três pontos anatômicos foram definidos em 44 pares de radiografias (referência e subsequente) não padronizadas. Essas coordenadas foram utilizadas para computar uma matriz de transformação que distorcia matematicamente a radiografia subsequente para seu alinhamento à radiografia de referência. Comparações de medidas de perda óssea em pares de radiografias revelaram erro médio de 0,55 mm. Esse erro foi significativamente reduzido para 0,15 mm quando as medidas na radiografia referência foram comparadas às medidas das imagens transformadas. Esses dados indicaram que o método de transformação pode ser de grande valor na comparação de radiografias não padronizadas. A aplicação desse método em radiografias bem anguladas, porém, não padronizadas pode permitir a análise digital ou por subtração digital.

Com objetivo de fornecer a chave para a criação de sistemas para a técnica de subtração radiográfica odontológica sem o uso de estabilizadores da geometria de projeção, em 1984, Webber et al.⁴⁶

demonstraram o poder da transformação do tipo projetiva aplicada a pares de radiografias odontológicas severamente distorcidas, contendo processos patológicos conhecidos para serem identificados objetivamente a partir da análise das imagens subtraídas. Obtiveram radiografias de modelo dentário com um gabarito de fio de metal fixado ao filme, para fornecer configuração a partir da qual 9 ou mais pontos de referência pudessem ser identificados facilmente. Esse filme foi digitalizado por meio de câmera de vídeo. O mesmo filme foi então encurvado arbitrariamente, fixado com fita adesiva e novamente digitalizado. O computador foi utilizado para simular pequena lesão radiolúcida no osso inter-septal entre o primeiro e segundo molar na imagem produzida a partir do filme curvado. A subtração das duas imagens após simples rotação e translação de uma imagem em relação a outra foi fraca, já que essas transformações não foram capazes de corrigir alterações de projeção da forma. A fim de reduzir o ruído estrutural, os autores utilizaram o algoritmo descrito por eles para deformar a imagem da radiografia encurvada na imagem produzida a partir do filme não curvado. Um total de 16 pontos de referência (a maioria associada com o gabarito de metal) foi utilizado como coordenada para o algoritmo. A melhora no registro das imagens foi evidente, e a lesão simulada foi discriminada mais facilmente do ruído estrutural causado pela falta de alinhamento das imagens (distorções do tipo reversíveis). Pelos resultados, o processamento computacional não-linear de imagens contendo artefatos devido à projeção discrepante pode melhorar o registro, essencial para a interpretação de imagens subtraídas.

Wenzel⁴⁷ (1989) se propôs a desenvolver um novo programa de computador para subtração radiográfica, que corrigisse matematicamente diferentes angulações e comparou o método de seleção de pontos de referência com o processo clássico manual. Foram utilizadas 22 mandíbulas secas de porcos e um fragmento de osso cortical com 7 degraus nas seguintes espessuras: 0,26; 0,30; 0,36; 0,42; 0,49; 0,55; e 0,72 mm. O fragmento era fixado na superfície lingual da

mandíbula e mantido na mesma posição para uma série de radiografias. Cada série consistia de 11 radiografias com variações do ângulo vertical: 0° sem o fragmento posicionado, e, 0° a 10°, de 1° em 1°, com o fragmento ósseo em posição. Após a realização das séries de radiografias, 3 a 6 restaurações de amálgama foram colocadas nos dois molares do lado direito, e uma segunda série de radiografias foi realizada em cada mandíbula. O programa era capaz de realizar a subtração de duas maneiras: a) manual (M), sobrepondo duas imagens em tempo real; b) baseado na sobreposição de pontos de referência (RP) de estruturas nas duas imagens. Este último método envolvia a seleção de pontos de referência nas duas imagens individualmente para que algoritmos para escalonamento, translação, rotação e distorção perspectiva fornecessem a melhor sobreposição possível. Os pontos de referência eram posicionados com uso do mouse, sendo os 15 a 16 pontos, em média, selecionados e distribuídos uniformemente em ápices radiculares, junções cimento-esmalte, coroas de dentes não-irrompidos e, para imagens de amálgama, nas bordas das restaurações. Após o processo de subtração pelos dois métodos, as imagens subtraídas foram exibidas para avaliação em ordem aleatória. Observou-se que o método RP foi superior ao método M para todas as angulações avaliadas; as imagens foram mais homogêneas, mostrando menor desvio-padrão no histograma de escala de cinzas. O autor concluiu que o programa estudado foi capaz de corrigir grandes variações geométricas, fornecendo ao Cirurgião-dentista ferramentas para avaliação de alterações ósseas sutis.

Dunn et al.¹¹ (1993) afirmaram que a radiografia dentária é um meio muito eficaz para auxiliar a formulação de diagnóstico, porém é limitada para avaliação de pequenas alterações que ocorrem nos tecidos mineralizados ao longo do tempo. Afirmaram ainda que a SRD é muito eficaz para solucionar essa limitação, no entanto é necessário obter radiografias padronizadas para essa técnica e para isso é necessário padronizar a geometria de projeção radiográfica. O autor desenvolveu e

comparou nova técnica para registro *a posteriori* de imagens radiográficas com a técnica sem padronização e técnica usando guia oclusal para padronização, ambas baseadas na correspondência de estruturas anatômicas. A nova técnica utiliza algoritmos computacionais para fazer o registro de imagens. Trinta voluntários participaram desse estudo, todos submetidos à diferentes técnicas. Para fazer comparação entre as técnicas foi utilizado o desvio padrão da SRD obtida de cada imagem subtraída. Os resultados mostraram que a nova técnica pode ser utilizada para estabelecer a correspondência entre estruturas anatômicas em imagens radiográficas obtidas em diferentes tempos e diferentes ângulos de projeção geométrica, ou seja, é possível utilizar essa nova técnica para se fazer registro *a posteriori* de imagens radiográficas.

Na tentativa de solucionar problemas dos métodos manuais, Ettinger et al.¹³ (1994) desenvolveram técnica de registro de imagens automatizada, baseada em estruturas anatômicas invariáveis, tais como cúspides dos dentes e junção amelo-cementária. Demonstraram a confiabilidade da utilização de seleção de pontos automatizada e algoritmos de distorção de imagem para o alinhamento automático de radiografias seqüenciais para SRD. Utilizaram radiografias de estudo anterior, obtidas de maneira padronizada, com uso de posicionadores intrabucais e penetrômetro para equalização da densidade. As radiografias foram digitalizadas e diferenças de contraste foram corrigidas. O algoritmo para detecção e marcação dos contornos dentários e ósseos foi implementado pela computação do gradiente de densidade nas imagens para detecção dos limites das estruturas. O alinhamento de duas imagens foi realizado pela comparação dos pontos identificados e direção do gradiente de contorno. Na ausência de alinhamento perfeito, uma das imagens era automaticamente deformada bilinearmente para criar correspondência com a outra. Embora esforços tenham sido feitos para padronização geométrica das radiografias, a configuração da sobreposição dos dentes difere entre duas radiografias,

indicando a necessidade de alguma deformação para registro preciso das duas imagens. Os testes preliminares indicaram que a localização automática de pontos de referência é confiável, entretanto, são necessários outros estudos para determinar o nível de reprodutibilidade e precisão possível pela análise automatizada de imagens subtraídas.

Byrd et al.⁴ (1998) avaliaram método de correção de projeção geométrica semi-automático, onde o operador manualmente seleciona pontos de referência somente na primeira imagem. Baseado nos pontos selecionados na primeira imagem, o algoritmo computacional determina, de maneira automática, os pontos correspondentes na segunda imagem. Esses pontos encontrados automaticamente servem como referência para o alinhamento da segunda imagem de modo que ela coincida com a primeira. O tipo de transformação feita pelos algoritmos desse programa é afim. Para esse trabalho os autores utilizaram chips aderidos na mandíbula humana, os chips foram distribuídos em diferentes regiões e variações angulares de até 6 graus. Foram observados altos níveis de especificidade e sensibilidade para a detecção dos chips. A especificidade para ambos os algoritmos foi de 100% e a sensibilidade foi de 89% e 100% respectivamente. Os autores concluíram que o alinhamento automático das imagens radiográficas, por meio dos algoritmos aumenta a eficácia da SRD.

Lehmann et al.³¹ (1998) realizaram estudo para provar que o modelo de projeção perspectiva (projetiva) permite o registro preciso de radiografia intrabucais, indiferentemente se elas foram adquiridas com ou sem instrumentos de ajuste individual. Selecionaram 24 pares de radiografias da maxila e mandíbula humanas e de cães, aleatoriamente. As radiografias foram realizadas com o uso de posicionadores para técnica periapical e digitalizadas com câmera de CCD. Foi solicitado a 5 examinadores que marcassem pontos correspondentes em cada par de radiografias. Nenhuma instrução foi transmitida, exceto que pelo menos 4 pontos deveriam ser marcados. O

número de pontos de referência variou de 4 a 19, com média de 8,97. As radiografias foram registradas segundo o modelo de projeção perspectiva e os parâmetros aproximados foram calculados. Observaram que utilizando 6 ou mais pontos em ambas as radiografias, a correlação das imagens registradas foi alta ($>0,95$), independente da experiência do observador e da posição dos pares de pontos de referência (variação interexaminadores). Concluíram que a projeção perspectiva é um método confiável para radiografias intrabucais adquiridas seqüencialmente. As coordenadas dos pontos anatômicos são úteis para a determinação de parâmetros da projeção perspectiva. O registro é praticamente independente da posição dos pontos e conseqüentemente, independente do observador. Desse modo, o algoritmo seria também bastante útil para o registro baseado na detecção automática dos pontos de referência.

Heo et al.²³ (2001) avaliaram a capacidade de se diagnosticar e quantificar, em imagens subtraídas digitalmente, reabsorções radiculares apicais simuladas, e compararam a precisão de diagnóstico com radiografias convencionais. Foram utilizadas radiografias convencionais e digitais de 10 incisivos centrais superiores, radiografados com seis angulações diferentes do feixe central de raios-X: ângulo horizontal 0° com 0° , 10° , e 20° de ângulo vertical, e 10° de angulação horizontal com 0° , 10° , e 20° de ângulo vertical. Foram simuladas reabsorções apicais de 0,5 mm e mensuradas com paquímetro digital. A SRD foi realizada pelo programa Emago. Medidas do comprimento dos dentes nas imagens foram realizadas por 2 radiologistas. O comprimento nas imagens e o comprimento real foram comparados, assim como a quantidade estimada de reabsorção radicular apical simulada foi comparada à quantidade de perda dentária real. A precisão de diagnóstico, na detecção das lesões foi avaliada nas radiografias convencionais e nas imagens subtraídas. Não foram encontradas diferenças significantes entre as medidas reais e aquelas obtidas nas imagens registradas *a posteriori*, dos dentes sadios. A quantidade de

reabsorção calculada também não diferiu estatisticamente da quantidade real ($p > 0,05$). A precisão do diagnóstico nas radiografias convencionais, para detecção das lesões foi baixa (área ROC=0,6446), comparada às imagens subtraídas. Concluíram que a análise quantitativa de pequenas reabsorções radiculares apicais pode ser realizada por meio de SRD.

Huh et al.²⁴ (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) das regiões de incisivos, pré-molares e molares da maxila e mandíbula de 6 voluntários. 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 t-pareado. O desvio-padrão utilizando o programa Sunny foram mais baixos que no EMAGO[®] ($p \leq 0,05$). O desvio-padrão para a área de pré-molares para ambos, Sunny e EMAGO[®], foi significativamente mais alto comparado às regiões anteriores e região de molares ($p \leq 0,05$). As imagens do Sunny foram mais precisas e sensíveis que as do EMAGO[®].

Mol e Dunn³⁵ (2003) avaliaram se a transformação do tipo projetiva preserva as propriedades das imagens subtraídas na presença de erros originados pela variação no ângulo vertical e horizontal do feixe central de raios X e testaram a validade do uso de pontos anatômicos em mandíbula seca, comparada a pontos de referência metálicos, assim como a precisão do operador com relação à seleção dos pontos e análise das imagens. Imagens de referência foram adquiridas com os fragmentos em posição, e imagens seqüenciais foram obtidas sem a presença dos fragmentos. Antes da aquisição das imagens seqüenciais, o segmento de mandíbula era rotacionado 0°, 1°, 2°, 4°, e 6° ao redor de um eixo vertical, em relação ao feixe de raios X, simulando, assim, mudanças no ângulo horizontal do feixe. O programa utilizado para o registro das imagens foi o

EMAGO[®]. As imagens foram avaliadas por três examinadores. A análise de regressão linear permitiu verificar a relação entre a estimativa radiográfica de perda mineral e a perda mineral real. Assim, o efeito do erro de projeção não foi significativo. Não houve diferenças entre as estimativas a partir de imagens obtidas com pontos anatômicos e pontos metálicos de referência, e a variabilidade dos operadores foi baixa tanto para a análise das imagens quanto para todo o procedimento de subtração. Os autores concluíram que as imagens subtraídas, registradas pela transformação projetiva permitem estimativas de alterações ósseas, mesmo com erros de projeção irreversíveis de até 6°. Dentro desse limite, a precisão do operador é alta e pontos anatômicos, tais como junção cimento-esmalte e ápices radiculares são válidos e podem ser utilizados para estabelecer correspondência entre as imagens.

Lee et al.³⁰ (2004) desenvolveram um programa para SRD (Sunny) com algumas funções para que a seleção dos pontos fosse mais precisa e efetiva, tais como magnificação da imagem, coloração dos pontos e possibilidade de visualizar as duas imagens durante a marcação dos pontos. Em seu artigo, introduziram informações a respeito do novo programa e avaliaram a qualidade das imagens subtraídas em comparação àquelas obtidas com o programa Emago (*Oral Diagnostic System, Amsterdam, The Netherlands*). Radiografias digitais intrabucais das regiões anterior, molares, e pré-molares superiores e inferiores, de seis voluntários, foram realizadas. Quatro examinadores radiologistas executaram o processo de SRD pelos dois programas (Emago e Sunny). Ao total, 228 imagens subtraídas foram adquiridas, nas quais, uma região de interesse (ROI) com tamanho de 330x260 pixels, centralizada na imagem, foi selecionada. Os desvios-padrão (DP) dos valores de cinza nas ROIs foram estatisticamente avaliados. Observaram que a imagem subtraída obtida pelo programa Sunny foi superior àquela obtida pelo Emago, independentemente da região radiografada. As funções adicionadas no programa Sunny foram muito úteis na seleção dos pontos.

Zacharaki et al.⁵⁰ (2004) realizaram estudo com propósitos de instituir método de registro automático para subtração radiográfica aplicada em imagens obtidas *in vivo*, e avaliar a performance desse método comparado ao método manual mais utilizado atualmente. Foram utilizados 35 pares de radiografias obtidas entre o período de cerca de 1 a 6 meses. As radiografias de um dos estudos foram obtidas com padronização rigorosa *a priori*, enquanto que nos outros estudos o filme era mantido paralelo e o feixe de raios X perpendicular ao objeto por meio de posicionadores fabricados individualmente, fixados na superfície oclusal ou ao implante de referência com material de impressão, entretanto, as imagens desses estudos poderiam conter pequenos erros de projeção. As radiografias foram digitalizadas e cada par de imagens foi automaticamente alinhada e corrigida pelas transformações do método proposto e do método manual estudado. A análise qualitativa do experimento, baseada na inspeção visual da sobreposição das imagens de referência e registrada, revelou sucesso do registro automático proposto e grande vantagem desse sobre o método manual. Na análise quantitativa, a comparação entre os dois métodos foi baseada no número de pixels entre a imagem de referência e a imagem registrada, e ficou evidente que o método de registro automático proposto, para todos os pares de radiografias, teve performance superior ao método manual. Concluíram que o método proposto é capaz de alinhar radiografias adquiridas com ou sem padronização rigorosa *a priori*.

Dotto⁸ (2005) Avaliou a viabilidade de se fazer o registro *a posteriori* de imagens radiográficas periapicais, pela marcação automática de múltiplos pontos controle utilizando programa para registro de imagens de satélite; comparou o desvio-padrão dos níveis de cinza das imagens subtraídas obtidas com e sem a aplicação prévia do registro de imagens *a posteriori*. O autor utilizou seis mandíbulas humanas maceradas, aparelho radiográfico com corrente contínua, sistema de radiografia digital RVG-ui e os programas: Image Tool v.1.27 e Regeemy v.0.2.43. As subtrações das

imagens finais sobre inicial foram executadas com e sem a aplicação do registro de imagens *a posteriori*, no programa Regeemy. Observou-se nos resultados menor desvio-padrão para as imagens obtidas após a execução do registro de imagens *a posteriori* da imagem final ($p < 0,05$). Após resultados o autor concluiu que é possível realizar o registro *a posteriori* de radiografias periapicais mediante a marcação automática de múltiplos pontos controle. A técnica de subtração mostrou melhores resultados quando utilizado registro de imagens *a posteriori*.

Yi et al.⁴⁹ (2006) avaliaram a precisão do novo método para subtração de radiografias intrabucais variando o tamanho do ROI utilizado, e analisaram a influência das estruturas anatômicas adjacentes sobre a precisão do registro. Obtiveram pares de radiografias digitais da região de molares pela técnica do paralelismo, com e sem bloco de mordida, de 20 indivíduos sem lesão periodontal, com intervalo de 1 semana. Uma ROI foi selecionada como janela retangular na imagem de referência. A ROI na imagem subsequente foi criada automaticamente, e transformações do tipo afim foram realizadas. Após correção geométrica foi realizada equalização do contraste e então a SRD. A influência da ROI sobre a precisão do registro foi analisada pela variação de seu tamanho. A ROI inicial foi selecionada como área de 150x150 pixels. Então, foi estendida nas direções vertical e horizontal, sucessivamente. Apesar da utilização de ROI pequena para toda a imagem, erros de registro ou ruído estrutural não foram evidentes na imagem final. Observaram menor ruído na região das raízes que na coroa dos dentes. A área oclusal apresenta mais erros de registro, pois é influenciada grandemente pela discrepância de geometria de projeção. Concluíram que o método desenvolvido foi capaz de encontrar parâmetros para transformação com sucesso, independentemente do tamanho da ROI.

Güneri et al.¹⁸ (2006) testaram a eficácia de novo programa para SRD *in vivo*, e compararam com outros programas utilizados para SRD. Esse programa apresenta algoritmos com função de

equalização do histograma e deformação da imagem para padronização da densidade radiográfica e contraste e alinhamento geométrico das imagens, utilizando no mínimo 4 pontos de referência. Foram utilizadas radiografias digitalizadas, arquivadas em formato TIFF. Quatro diferentes programas, EMAGO[®], Adobe Photoshop[®] 7.0 (*Adobe Inc., San Jose, CA*), Paint shop Pro 9 (*Jasc Software, Inc., Minnesota, USA*), e o novo programa desenvolvido pelos autores foram utilizados para subtrair as imagens inicial e final. Cada par de radiografias e suas imagens subtraídas foram codificadas e apresentadas a 10 especialistas experientes (3 endodontistas e 7 radiologistas). Eles avaliaram os programas considerando o seu poder em diferenciar as mudanças radiográficas na imagem (restaurações de amálgama, formação de cárie, tratamento de canais, reparação de lesões periapicais, etc.). Avaliaram também o resultado visual das imagens, uniformidade dos níveis de cinza das imagens subtraídas, sendo que cada programa recebeu escore de 0 a 100. O novo algoritmo desenvolvido recebeu maiores escores que os outros programas (novo programa = 67,89; EMAGO[®] = 64,26; Paint shop Pro 9 = 33, 41 e Photoshop 8.0 = 27,24). A eficiência clínica do novo programa e do EMAGO[®] não diferiu significativamente ($p = 0,720$), assim como a performance do Photoshop 8.0 e Paint shop Pro 9 foi comparável ($p = 0,295$). Assim, os autores sugeriram o novo programa e o EMAGO[®] para técnica de subtração na prática clínica.

Güneri et al.¹⁹ (2007) avaliaram a eficiência de novo programa desenvolvido para SRD em corrigir mudanças de ângulo vertical e horizontal entre a fonte de raios X e o objeto. O primeiro molar de mandíbula macerada foi radiografado com ângulo da fonte de raios X de 0° vertical e 0° horizontal. Então, o ângulo vertical foi alterado para +10°, -10°, +15° e -15° para novas radiografias. O mesmo procedimento foi realizado com modificação do ângulo horizontal em 5° nas direções mesial e distal. Todas as radiografias foram processadas automaticamente e digitalizadas com 600 dpi de resolução espacial. O

novo programa e o programa EMAGO[®] foram utilizados para subtrair as imagens com alterações de ângulo da imagem original, e um total de 20 imagens subtraídas foram obtidas. 10 especialistas experientes avaliaram as imagens e determinaram a eficiência dos programas. O escore total do novo programa foi de 190 e do EMAGO[®], 117, para alterações angulares verticais, enquanto escores foram 51 e 21, respectivamente, para alterações horizontais. As diferenças entre todos os escores dos dois programas foram estatisticamente significantes ($p < 0,05$). Toda a avaliação revelou que o novo programa recebeu os maiores escores para imagens subtraídas obtidas tanto com variações angulares verticais quanto horizontais. Os autores concluíram que ambos os programas suportam alterações do ângulo vertical até 10° e horizontal até 5°, entretanto o novo programa teve performance melhor que o EMAGO[®].

Kozakiewicz et al.²⁸ (2008) compararam níveis de ruído nas imagens subtraídas produzidas por 4 métodos de alinhamento geométrico. Para isso utilizou 50 pares de radiografias digitais intrabucais (Digora Optime; Soredex, Tuusula, Finland). Dois programas foram utilizados para corrigir diferenças na geometria de projeção radiográfica: ToothVis 1.4 (TV) and DentalStudio 2.0 (DS). Três pontos de referência foram selecionados manualmente em ambos os programas (métodos 1 e 2); 4 (método 3) e 10 (método 4) pontos de referência foram posicionados no programa TV em cada um dos 50 pares de imagem. O desvio-padrão (DP) do histograma que define a distribuição dos níveis de cinza nas imagens subtraídas foi utilizado como parâmetro estatístico para avaliação da homogeneidade no ruído das imagens subtraídas. A média e mediana dos valores de níveis de cinza foram menores para as imagens submetidas a correção geométrica no TV (126.6\126.8, 126.9\126.8 e 126.1\126.7, para 3, 4 e 10 pontos de referência, respectivamente) que para aquelas realizadas pelo programa DS (128.7\127.5) ($P < 0.05$). Quanto ao DP, os valores médios foram significativamente menores com TV (4.6, 4.0 e 3.3 para 3, 4 e 10 pontos de referência, respectivamente)

que com DS (6.8). A variação dos valores de DP foi maior com TV e 4 pontos de referência (0.7–15.4), menos com DS e 3 pontos de referência (1.5–15.4) e com TV e 3 pontos de referência (0.5–13), e menor com TV e 10 pontos de referência (0.5–8.7). O DP dos níveis de cinza no histograma indicou que as imagens subtraídas produzidas com o programa ToothVis 1.4 apresentaram menos ruído que as imagens produzidas pelo Dental Studio 2.0. Existe uma relação entre o número de pontos de referência selecionados e o ruído nas imagens subtraídas.

Ono³⁶ (2008) avaliou a eficiência de um programa de computador, que executa o registro das imagens e SRD, no diagnóstico da reabsorção radicular externa simulada, comparado à radiografia digital, além da concordância intra e interexaminadores nos 2 métodos de diagnóstico. O autor utilizou 49 dentes com reabsorções de diferentes dimensões, simuladas na região apical e lingual. Os dentes foram radiografados com variação de ângulos de projeção. As radiografias foram registradas *a posteriori* pelo programa Regeemy e subtraídas pelo programa Image Tool[®]. Para avaliação do desempenho dos métodos de diagnóstico, pares de radiografias periapicais e imagens subtraídas foram apresentadas a 3 radiologistas. De acordo com os resultados, o ruído das imagens subtraídas de radiografias após variações de 10° e 20° do ângulo vertical e 10° horizontal e corrigida *a posteriori*, foi significativamente maior que das imagens subtraídas de radiografias padrão, independente da região radiografada. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos na detecção de reabsorções apicais, independentemente do tamanho da lesão, assim como não houve diferença entre os métodos na detecção de reabsorções linguais de 1,2 mm ou mais. A SRD foi significativamente superior à radiografia digital para detecção de lesões linguais de cerca de 1 mm. Cavidades na superfície lingual de cerca de 0,5 mm não foram detectadas com precisão por nenhum dos métodos. A concordância intra e interexaminadores na interpretação das reabsorções foi substancial ou

quase perfeita em ambos os métodos, sendo maior quando se utilizava a SRD.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar, por meio da subtração radiográfica digital, a qualidade do registro *a posteriori* de imagens radiográficas de dois programas de computador: Regeemy – *Image Registration and Mosaicking* v.0.2.43 e EMAGO®/*Advanced* 3.50.

4 MATERIAL E MÉTODO

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) para estudo em seres humanos, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista (UNESP), sob protocolo 100/2007-PH/CEP (Anexo A), mencionando estar de acordo com os princípios éticos, segundo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, conforme resolução nº. 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

4.1 Amostra utilizada

Foram utilizadas 294 imagens radiográficas periapicais digitais diretas obtidas para estudo de Ono³⁶ (2008). As radiografias foram obtidas de 49 dentes, dentre os quais, incisivos, caninos e pré-molares, de mandíbulas humanas maceradas pertencentes à Disciplina de Anatomia da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP. O aparelho de raios X utilizado foi o Gendex 765DC (*Gendex Dental Systems, Dentsply International, IL, USA*), operando com 65kV e 7mA, em conjunto com o sistema radiográfico digital direto Visualix (*Dentsply-Gendex, Milano-Italy*), e tempo de exposição de 0,064 s, tempo esse selecionado em teste piloto, no qual se procurou definir o menor tempo capaz de produzir uma imagem ideal, brilho e contraste adequados. (princípio ALARA – *As Low As Reasonable Achievable*).

Para seu estudo Ono³⁶ (2008) acoplou o sensor do sistema digital direto a um dispositivo especialmente criado para sua

pesquisa, o qual foi fixado ao cilindro localizador do aparelho de raios X de maneira que o ângulo horizontal e vertical do feixe central de raios X fosse sempre 0° em relação ao plano do sensor. Isso permitiu que a incidência dos feixes de raios X fosse dirigida perpendicularmente ao plano do sensor a uma distância fonte/sensor de 40 cm. Para simular tecido mole foi utilizada placa de resina acrílica incolor de 1,8 cm de espessura. As mandíbulas foram posicionadas sobre suporte de resina acrílica associada a uma régua medidora de ângulos (transferidor) a fim de padronizar o plano oclusal paralelo ao plano horizontal e o longo eixo dos dentes paralelo ao plano do sensor (Figura 1a e 1b).

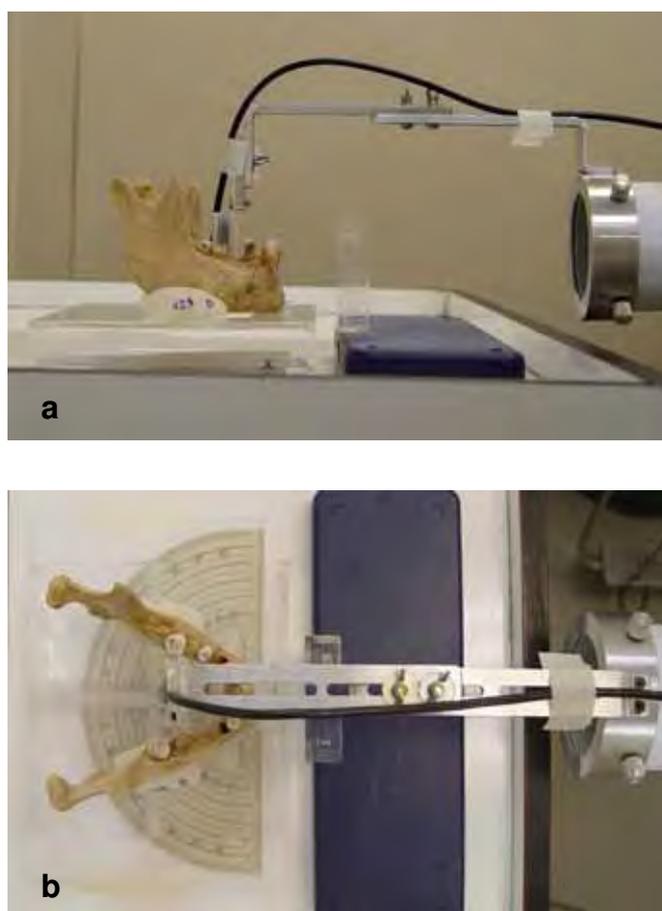


Figura 1 – Posicionamento da mandíbula sobre a plataforma em relação ao feixe de raios X e sensor radiográfico para obtenção de radiografia de referência (ângulo vertical e horizontal 0°). a) vista lateral; b) vista superior. (fonte: Ono, 2008).

Cada dente foi radiografado com 6 diferentes angulações do feixe de raios X, sendo: 0° de ângulo horizontal com 0°, 10° e 20° de ângulo vertical, e 10° de ângulo horizontal com 0°, 10° e 20° de ângulo vertical.

Para simular as mudanças de ângulo horizontal, foi realizada rotação do conjunto suporte-mandíbula no sentido horizontal em relação ao plano do sensor, com auxílio do transferidor. As mudanças verticais foram simuladas pela inclinação do conjunto suporte/mandíbula (Figura 1). A extremidade posterior do suporte de acrílico foi elevada até que alcançasse a inclinação de 10° e 20° em relação ao plano horizontal. Ao final, obteve-se 6 grupos de imagens, de acordo com as angulações descritas anteriormente. As imagens de cada dente, em suas 6 versões, foram salvas em formato *TIFF (Tagged Image File Format)* para não perder qualidade:

Neste estudo o objetivo foi levar as imagens para os programas de computador para que corrigissem as angulações das segundas imagens.

As imagens com angulação vertical e horizontal de 0° foram utilizadas como imagens de referência e como segunda imagem, àquelas obtidas com variação angular nas 6 versões diferentes.

4.2 Programas utilizados para o registro *a posteriori*

4.2.1 Regeemy – v. 0.2.43

Regeemy – *Image Registration and Mosaicking* - Versão 0.2.43 (DPI-INPE São José dos Campos, São Paulo, Brazil) e *Vision Lab*–

Electrical and Computer Engineering Department, University of California, Santa Barbara, USA). Programa, de livre download, desenvolvido pelo Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (INPE) para sensoriamento remoto, ou seja, mapeamento terrestre por meio de imagens de satélite.

Esse programa possui sistema automático para registro e mosaico (união de duas ou mais imagens para gerar uma imagem maior). Sua utilização na Radiologia Odontológica se deu a partir das pesquisas de Dotto et al.⁸ (2005), o qual descobriu a aplicabilidade desse programa para realizar correções na projeção geométrica, nos tons de cinza das imagens radiográficas e SRD. O Regeemy faz seleção automática e em quantidade múltipla dos pontos controle nas imagens, ou seja, selecionamos a região para marcação dos pontos controle na primeira imagem e o programa selecionará os pixels de mesma tonalidade e na mesma região na segunda imagem.

4.2.2 EMAGO[®] – *Advanced 3.50*

EMAGO[®] – *Advanced 3.43 (Oral Diagnostic Systems, Louwesweg, Amsterdam, Netherlands)*. Esse programa foi desenvolvido em 1992 para manipulação e interpretação de imagens radiográficas. É um programa conhecido e utilizado em algumas universidades para pesquisas na área de Radiologia Odontológica. No EMAGO[®] a seleção dos pontos controle é feita de forma manual e em número de 4 em cada imagem.

Os pontos controle servem como coordenadas, a partir das quais os programas devem alinhar o par de imagens para formar a imagem registrada (reconstruída), de acordo com a projeção da imagem

de referência.

Antes de fazer a SRD esse programa permite executar algumas funções, dentre elas o registro *a posteriori* (*reconstruction*) e normalização ou equalização de brilho e contraste (*gamma correction*). Essas funções permitem fazer correção de discrepâncias de projeção geométrica e contraste e densidade entre duas imagens radiográficas.

Os programas foram utilizados apenas para executar os registros *a posteriori* das imagens radiográficas. Ou seja, a função desses programas é corrigir as variações angulares na geometria de projeção das segundas imagens, a fim de torná-las mais idênticas possíveis às imagens de referência e em seguida gerar uma terceira imagem, imagem registrada.

Portanto, os programas devem achar pontos homólogos ou correspondentes em ambas as imagens, pois o registro de imagens é uma função de correspondência, que leva uma coordenada de qualquer ponto em uma imagem de referência para a imagem registrada. Essa função é utilizada para deformar a segunda imagem com o objetivo de sobrepô-la à imagem inicial.

4.3 Utilização do Regeemy

Primeira etapa – Importar as imagens: clicar em *Browse* e selecionar imagens 1 e 2 (referência e segunda imagem), na interface gráfica do sistema (Figura 2).



Figura 2- Imagem referência e segunda imagem, abertas para registro.

Segunda etapa – Marcação dos pontos controle: essa é a fase mais crítica do processo de registro, pois se o modelo de mapeamento (área selecionada) não for adequado, a precisão do registro não será garantida pela identificação correta dos pontos controle. Para selecionar áreas semelhantes em ambas as imagens, clicar na aba *Register* e configurar o programa selecionando os itens:

- *Type: Automatic default.* Nessa etapa não há interação com o usuário e todo processo de registro é realizado de forma automática;
- *Quality: Exaggerated (512 Pts).* Essa função permite selecionar a quantidade dos pontos controle;
- *Transformation Type: Projective.* Essa função é ideal para imagens radiográficas e exige pelo menos 5 pares de pontos controle;
- *Select Rectangles.* Permite selecionar, com retângulos ou quadrados, a área desejada (Figura

- 3). Essa seleção deve ter ROI (region of interest) semelhante em ambas as imagens;
- *Auto Find Tie Points*. O programa encontra automaticamente os pontos controle dentro da área selecionada, ou em toda imagem.



Figura 3 – Seleção de áreas semelhantes nas imagens referência e segunda imagem.

É recomendado utilizar os retângulos em regiões com maiores variações de contraste, ou regiões de alto contraste. Os pontos controle devem ser selecionados em todas as regiões da imagem, isso é necessário para obter melhor registro da imagem resultante.

Esses pontos podem ser adicionados, refeitos ou descartados. A partir desse procedimento podemos observar os pontos controle (Figura 4).

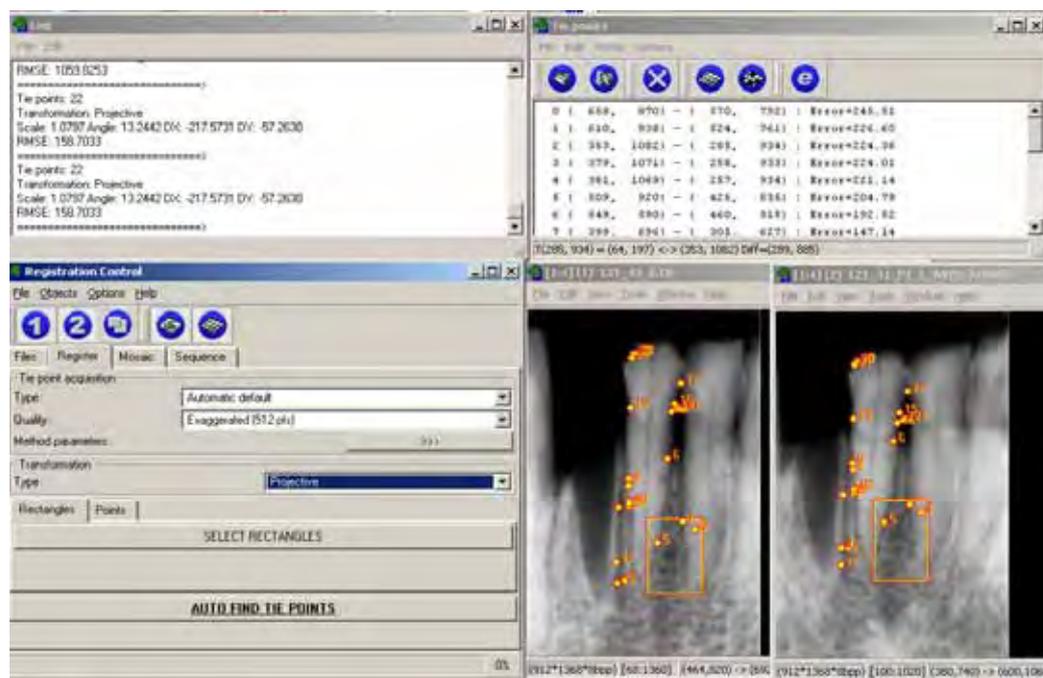


Figura 4 – Pontos controle selecionados para ambas as imagens. Janela *Log*, na qual pode ser observado resumo da transformação que está sendo executada e janela *Tie points*, na qual podem ser observados os pares de pontos controle e sua localização na imagem.

O resumo dos pontos controle (coordenada de cada par de pontos) pode ser observado na janela *Tie Points* (Figura 4). Essa opção permite arquivar e editar os pontos controle para serem utilizados posteriormente com o mesmo par de imagens ou remover da lista aqueles com maiores erros.

As informações sobre a transformação que foi, ou está sendo executada, podem ser visualizadas na janela *Log*, na qual poderemos confirmar se os pontos foram selecionados nos mesmos locais para ambas as imagens.

Deve-se analisar visualmente se os pontos foram selecionados nos mesmos locais em ambas as imagens. Se a comparação visual der bom resultado deve-se manter os pontos. Se os

pontos não foram selecionados nos mesmos locais deve-se descartá-los quando o programa mostrar a janela *New tie Points* (Figura 5).

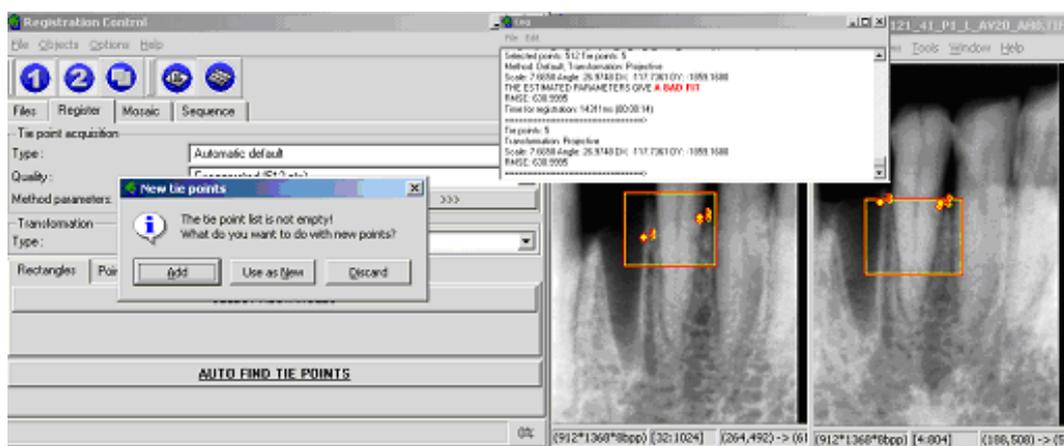


Figura 5 – Janela *Log*, informando ajuste dos pontos controle e janela *New tie points* com as opções de adicionar, refazer ou descartar pontos controle selecionados.

Terceira etapa – Registro das imagens: para isso, seleciona-se a aba *Mosaic* na janela *Registration Control*. Para a execução dessa tarefa o operador pode selecionar as opções na parte *Register or mosaic*:

- *Rendering: Only second image.* Utilizado para registrar a geometria de projeção da segunda imagem, utilizando a imagem referência como parâmetro.
- *Overlap Type: normal.* Procedimento utilizado para sobrepor as duas imagens (referência e segunda imagem) para fazer ajuste e combinação das duas e gerar imagem final, imagem registrada.
- *Options: Bilinear e Crop into first.* Com a interpolação do tipo bilinear, que usa média ponderada de 4 pixels mais próximos à região do

pixel que será gerado, a imagem fica com efeito de alisamento, ou seja, sem granulação. A opção *Crop into first* recorta a segunda imagem utilizando como parâmetro a imagem referência.

- A opção *Equalize for mosaic* é selecionada para igualar o histograma de ambas as imagens antes da sobreposição ou registro. A equalização de contraste é executada igualando a média e também o desvio padrão dos níveis de cinza das imagens que serão registradas.
- A opção *Preview mosaic* nos permite observar a imagem registrada e avaliar a necessidade ou não de selecionar novamente os pontos controle ou parte deles.
- Por fim, para gerar a imagem registrada ou reconstruída, clicar em *Register or Mosaic*, aparecendo, então, nova janela contendo a imagem resultante (Figura 6).

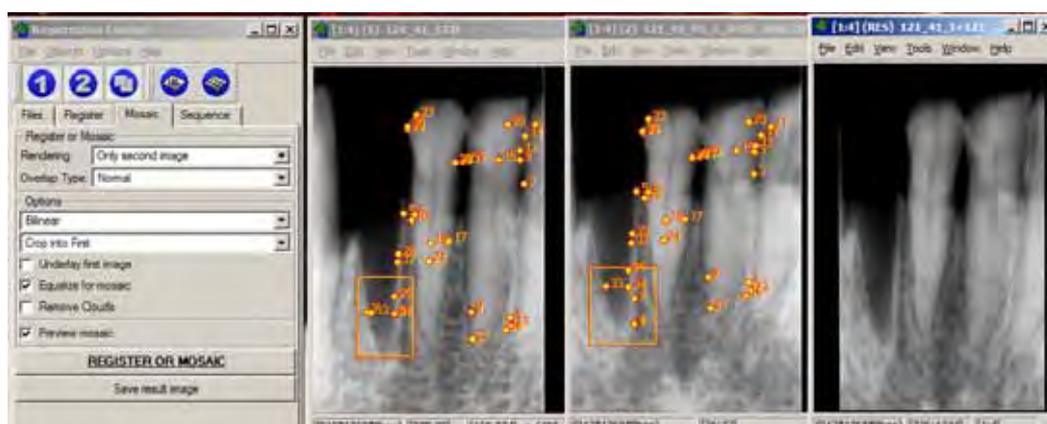


Figura 6 – Radiografias referência e segunda imagem com os pontos controle selecionados. No lado direito pode-se observar o resultado do registro da imagem final no programa Regeemy. Este registro foi realizado utilizando como referência a imagem inicial.

4.4 Utilização do EMAGO®

Primeira etapa – Importar as imagens: clicar em *File* e importar imagens 1 e 2 (referência e segunda imagem) do arquivo (Figura 7).

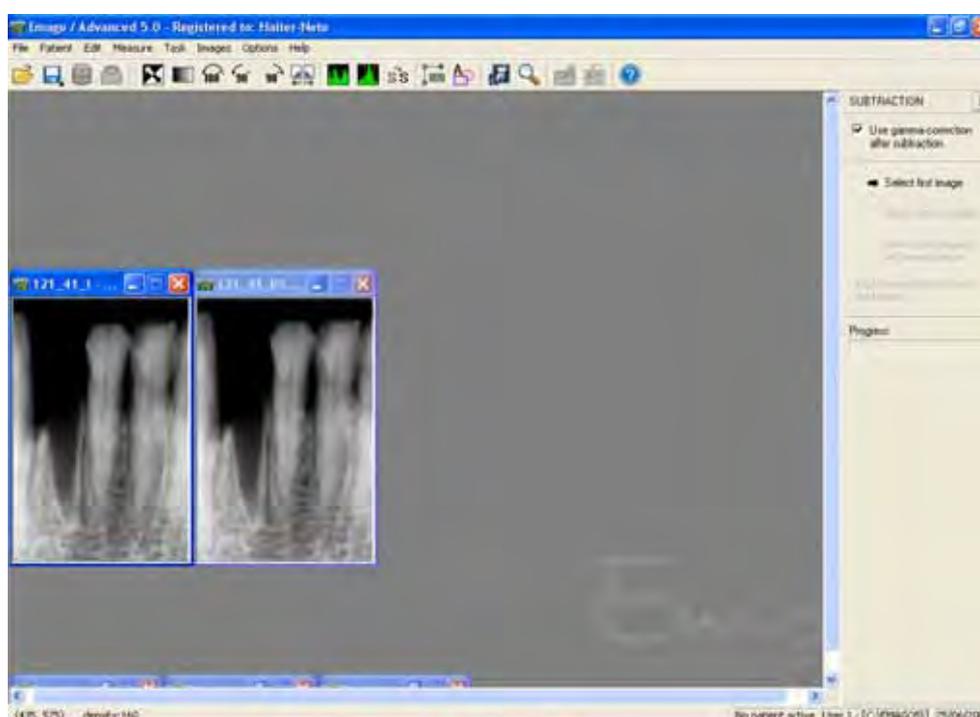


Figura 7 – Imagem referência e segunda imagem, abertas para registro *a posteriori*.

Previamente ao registro das imagens é necessário o ajuste de brilho e contraste por meio da função *gamma correction* na aba *Task* (Figura 8), objetivando a uniformidade dessas características no par de radiografias. A diferença na distribuição dos tons de cinza das radiografias gera ruído nas imagens por subtração, o que pode impedir a

detecção de pequenas alterações. Essa função executa o ajuste de brilho e contraste da radiografia registrada baseado na radiografia inicial.

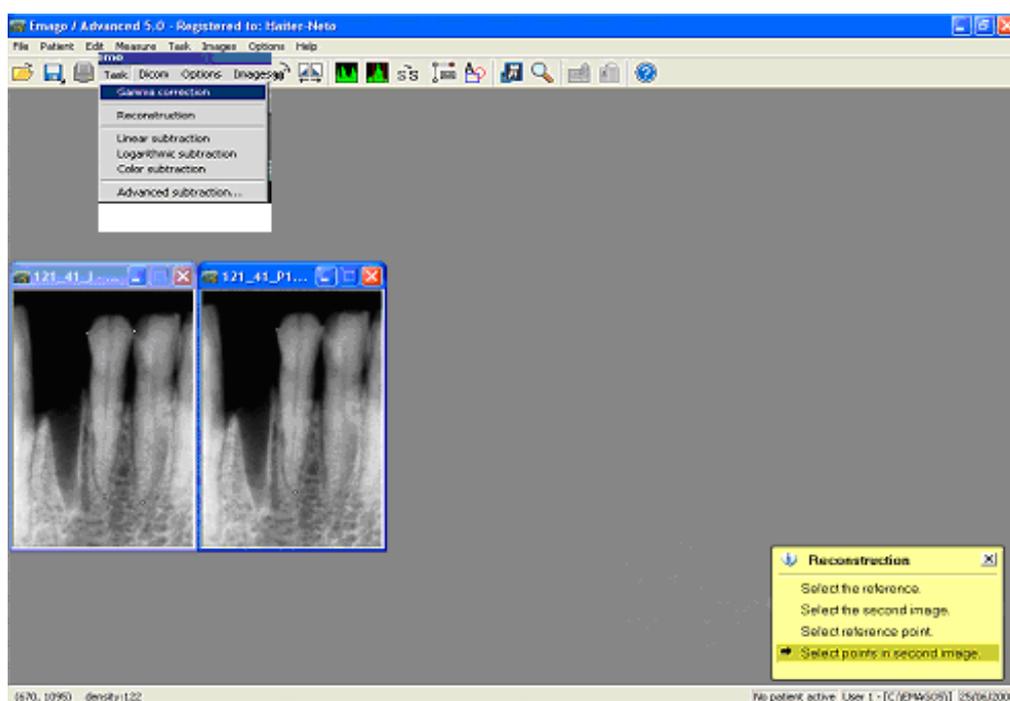


Figura 8 – Seleção da função *gamma correction* para ajuste de brilho e contraste das imagens radiográficas.

Segunda etapa – Marcação dos pontos controle e Registro: para selecionar pontos correspondentes em ambas as imagens, clicar na aba *Task* selecionar a opção *Reconstruction*, a qual aplica algoritmo para fazer a correção de desalinhamento entre as radiografias. O registro *a posteriori* tem início no momento da seleção da imagem referência e segunda imagem, a partir desse procedimento é possível a marcação dos pontos controle na primeira e segunda imagens (Figura 9). Ao se marcar o último ponto controle na segunda imagem, automaticamente é gerada a imagem registrada com geometria de projeção similar à imagem radiográfica de referência (Figura 10).

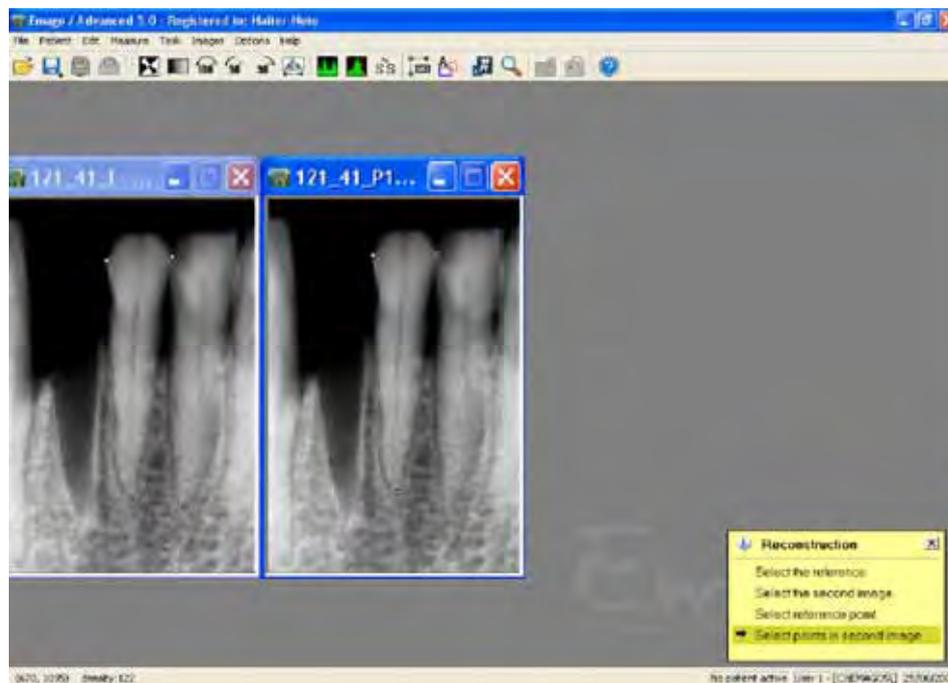


Figura 9 – Radiografia referência e segunda imagem com pontos controle (pontos brancos) selecionados na região de coroa dentária e ápice dos dentes 41 e 31.

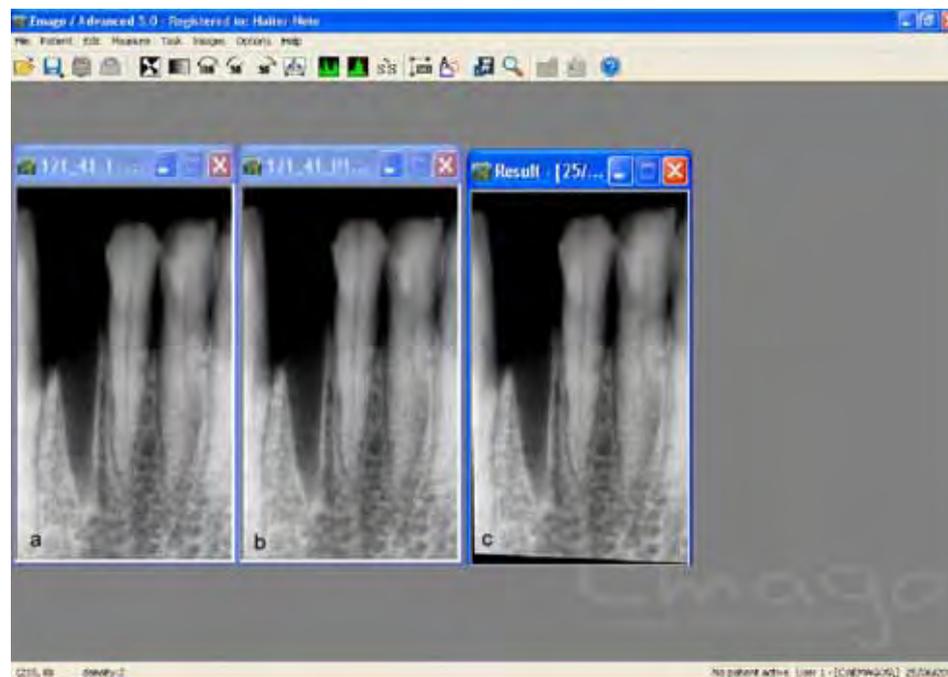


Figura 10 – a) radiografia referência; b) segunda imagem; c) resultado do registro.

4.5 Subtração radiográfica digital

Após o registro de imagens em cada programa, foram executadas as SRD no programa *Image Tool*®/I versão 1.27 (*University of Texas Health Sciences Center, San Antonio, Texas, USA*) (Figura 11). Essa opção foi feita para eliminar o fator programa, pois cada um tem algoritmos específicos, com propriedades e funções diferentes, de acordo com cada fabricante. Esses fatores podem interferir na mensuração dos valores do desvio-padrão dos níveis de cinza da imagem subtraída.

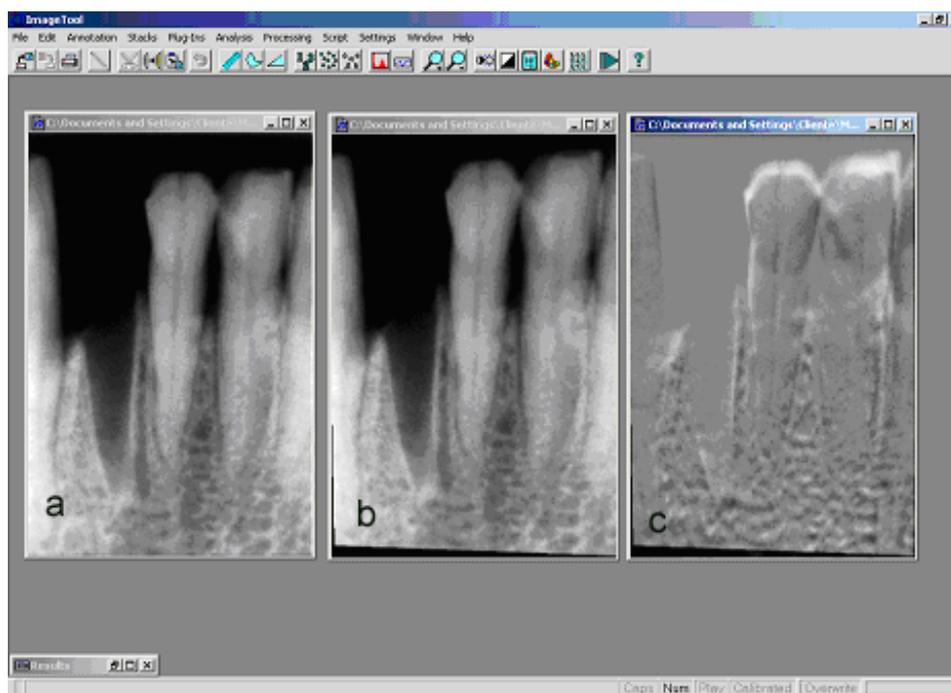


Figura 11 – a) Imagem referência; b) Imagem registrada; c) Imagem subtraída.

Cada imagem subsequente de cada grupo foi subtraída da imagem inicial utilizando-se a opção *Quantitative* da função de subtração do *Image Tool*.

Ao final dessa etapa obtivemos 12 grupos de imagens subtraídas, sendo 6 grupos oriundos do registro pelo programa Regeemy e 6 grupos pelo programa EMAGO®.

4.6 Avaliação comparativa da qualidade da subtração digital

A qualidade do registro foi avaliada de maneira objetiva, por meio dos valores da média e do desvio-padrão dos níveis de cinza da imagem subtraída. Para isso utilizamos o programa Adobe Photoshop® 7.0 (*Adobe Systems Incorporated, San Jose, Califórnia*). Em cada grupo de imagem subtraída foi selecionada região de interesse (ROI), eliminando a periferia das imagens subtraídas que apresentam áreas pretas ou brancas (Figura 12).

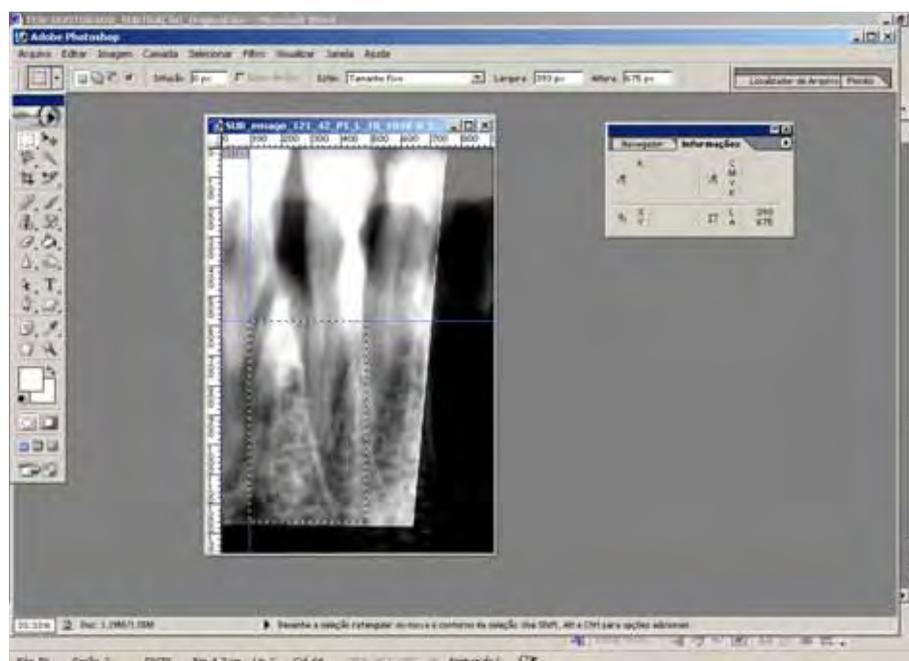


Figura 12 – Seleção da ROI sem englobar áreas periféricas pretas.

Essas áreas aparecem devido ao movimento de translação da segunda imagem para o realinhamento com a primeira. Se elas estiverem dentro da área selecionada podem afetar significativamente o desvio-padrão dos níveis de cinza.

Todas ROI das imagens subtraídas apresentavam as dimensões e posições fixas para cada grupo de imagens, obtidas com o uso de guias e coordenadas do eixo x e y (Figura 13), funções essas fornecidas pelo próprio Adobe Photoshop.

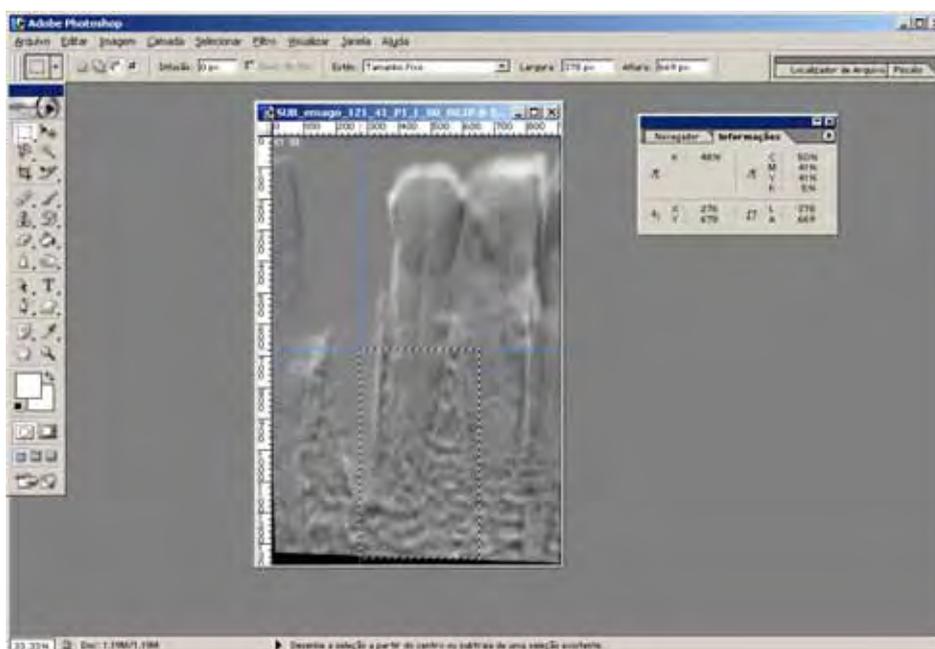


Figura 13 – Representação da ROI selecionada com tamanho fixo de 378 X 669 pixels (neste caso), e posicionada sob coordenadas $x = 276$ e $y = 678$ pixels.

Após seleção das ROI o programa nos forneceu, por meio da ferramenta histograma (Figura 14), os valores do desvio-padrão dos tons de cinza, os quais nos permitiram verificar a qualidade da imagem subtraída e conseqüentemente da imagem reconstruída.

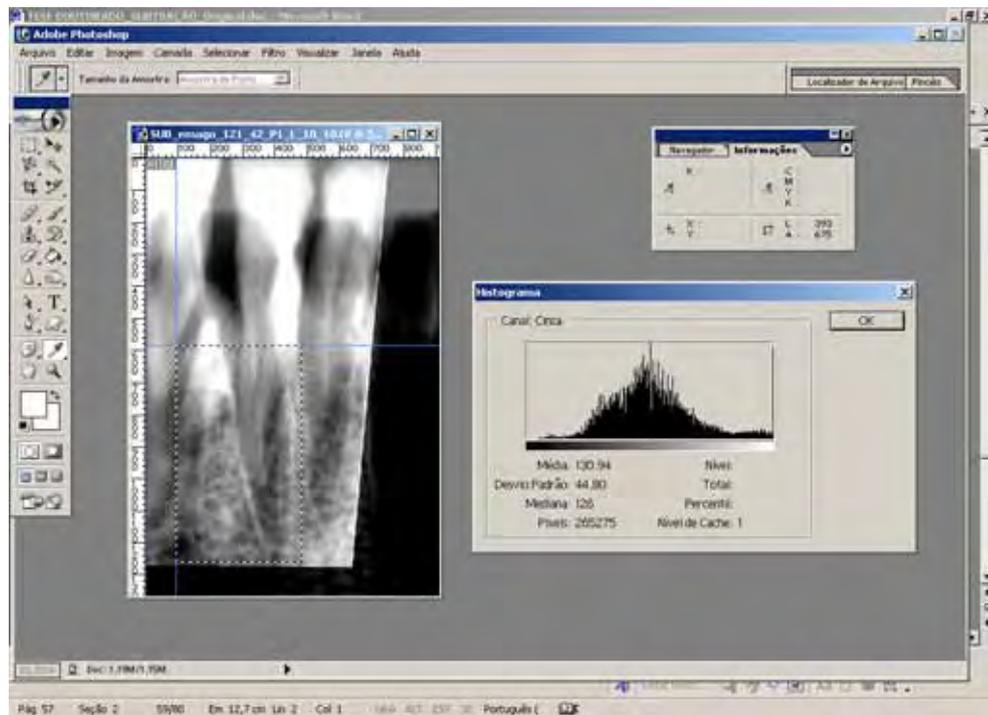


Figura 14 – Histograma com valor do desvio-padrão dos tons de cinza da ROI selecionada.

Os valores de média e desvio-padrão de cada imagem subtraída após registro *a posteriori*, pelo programa Regeemy, foram comparados aos valores de cada imagem subtraída após registro *a posteriori* pelo programa EMAGO[®].

5 RESULTADOS

Para análise estatística deste trabalho foram calculados os histogramas de distribuição dos níveis de cinza da área selecionada (ROI), incluindo a média e o desvio-padrão (DP).

Primeiramente, a fim de avaliar o erro do método, os valores de histograma das ROIs obtidos em dois tempos, com intervalo de 1 mês foram submetidos à análise de regressão, por meio da qual obteve-se modelo linear de regressão do tipo $Y = aX + b$, onde X e Y representam as medidas realizadas nos dois tempos respectivamente, e “a” e “b” são coeficientes dessa regressão. Para se verificar a ausência de erros aleatórios e sistemáticos, o coeficiente “a” deve ser igual a 1, e o coeficiente “b” deve ser igual a 0, assim, $Y = X$. A verificação dessa condição é feita por meio do teste t de Student. Uma vez que a diferença entre essas medidas não foi significativa, as médias dos valores das duas leituras em cada imagem puderam ser utilizadas para a análise estatística e são apresentadas nas Tabelas 1 e 2.

Tabela 1 – Valores médios da média dos níveis de cinza nas imagens subtraídas a partir de cada versão das radiografias, com os 2 programas utilizados

Ângulos: V_H	0°_0°	0°_10°	10°_0°	10°_10°	20°_0°	20°_10°
REGEMY	127,22	126,99	128,76	127,82	132,84	130,49
EMAGO	128,43	128,17	129,34	134,21	136,94	140,40

Tabela 2 – Valores médios do desvio-padrão dos níveis de cinza nas imagens subtraídas a partir de cada versão das radiografias, com os 2 programas utilizados

Ângulos: V – H	0°_0°	0°_10°	10°_0°	10°_10°	20°_0°	20°_10°
REGEMY	5,07	16,90	11,66	19,40	17,86	22,56
EMAGO	13,70	29,32	33,25	35,06	37,04	42,09

A comparação do ruído das imagens subtraídas a partir de radiografias registradas de cada ângulo utilizado, entre os 2 programas, por meio do desvio-padrão dos níveis de cinza das imagens, foi realizada pelo teste *t* pareado com nível de significância de 5%. Por meio desse procedimento, testou-se a hipótese H_0 de que as médias dos valores de desvio-padrão dos níveis de cinza do total da amostra nos 2 programas são iguais entre si.

As diferenças dos valores de desvios-padrão na amostra geral podem ser observadas na Figura 15.

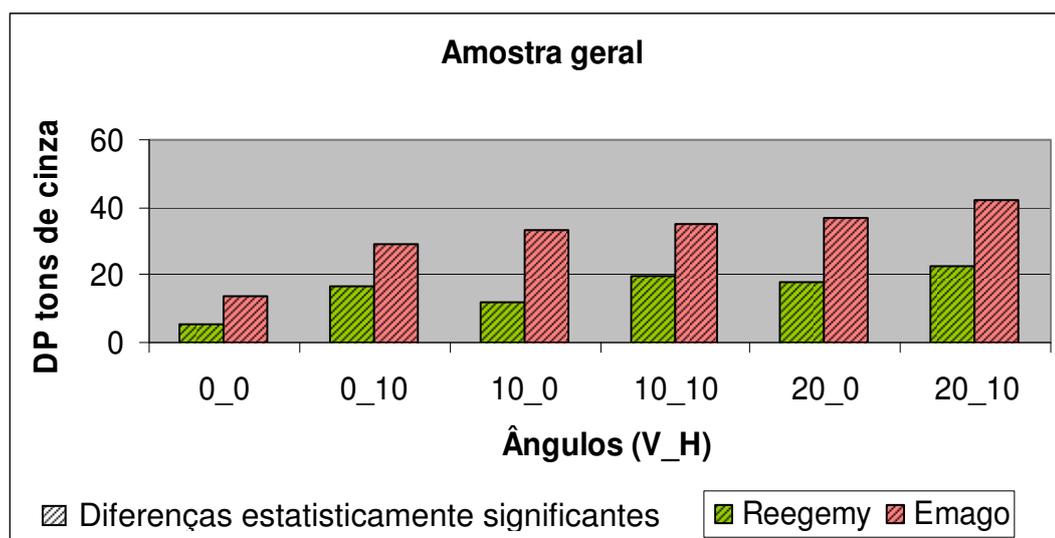


Figura 15 – Representação gráfica dos valores médios dos desvios-padrão dos níveis de cinza, testados para cada programa estudado, com diferentes ângulos de projeção de imagem.

Houve diferença estatisticamente significantes entre os 2 programas para todas as variações de ângulos de projeção estudadas, com valores maiores quando se utilizou o programa EMAGO®.

Também podemos observar as diferenças dos valores das médias dos desvios-padrão dos tons de cinza de cada programa em cada angulação por grupo de dente na Tabela 3 onde foi constatado, por meio do teste ANOVA, que houve diferença estatisticamente significantes entre os 2 programas para todas as variações de ângulos de projeção estudadas, também com valores maiores quando se utilizou o programa EMAGO®.

Tabela 3 – Médias dos valores do desvio-padrão dos tons de cinza de cada programa em cada angulação, por grupo de dente

Região	Incisivos		Caninos		Pré-molares	
Programas	Regeemy	EMAGO	Regeemy	EMAGO	Regeemy	EMAGO
Ângulos						
0°_0°	5,68	16,40	5,72	13,56	4,20	12,05
0°_10°	19,43	35,27	16,60	28,45	15,47	26,11
10°_0°	11,32	36,79	12,80	30,36	11,03	33,12
10°_10°	23,00	41,27	19,27	30,66	17,15	34,32
20°_0°	18,43	40,64	18,45	33,87	17,04	37,08
20°_10°	25,87	46,54	22,99	37,06	20,08	42,97

Os valores dos desvios-padrão foram ainda discriminados de acordo com os grupos de dentes utilizados, e são apresentados nas Tabelas 4 e 5. Em cada uma das versões de imagem foi realizada a comparação entre os grupos dos dentes. Os *p*-valores obtidos pelo teste ANOVA fator único estão dispostos na última linha de cada tabela, onde verificou-se que alguns grupos diferem entre si ($p < 0,05$).

Tabela 4 – Médias dos desvios-padrão dos níveis de cinza nas imagens subtraídas após registro *a posteriori* pelo EMAGO[®] por região, e *p-valor* das comparações entre as regiões para cada ângulo utilizado

Região \ Ângulos V_H	Ângulos V_H					
	0°_0°	0°_10°	10°_0°	10°_10°	20°_0°	20°_10°
Incisivos	16,40	35,27	36,79	41,27	40,64	46,54
Caninos	13,57	28,45	30,36	30,66	33,87	37,06
Pré-molares	12,05	26,11	33,12	34,32	37,08	42,97
<i>p-valor</i>	0,03*	0,09	0,49	0,03*	0,41	0,12

* $p < 0,05$ – Diferença estatisticamente significativa

Tabela 5 – Médias dos desvios-padrão dos níveis de cinza nas imagens subtraídas após registro *a posteriori* pelo Regeemy por região, e *p-valor* das comparações entre as regiões para cada ângulo utilizado

Região \ Ângulos V_H	Ângulos V_H					
	0°_0°	0°_10°	10°_0°	10°_10°	20°_0°	20°_10°
Incisivos	5,68	19,43	11,32	23,00	18,43	25,87
Caninos	5,72	16,60	12,80	19,27	18,45	22,99
Pré-molares	4,20	15,47	11,03	17,15	17,04	20,08
<i>p-valor</i>	0,03*	0,04*	0,11	0,00*	0,43	0,00*

* $p < 0,05$ – Diferença estatisticamente significativa

Por meio do teste de Tukey, foi possível observar qual desses grupos é diferente. Nos gráficos (Figuras 16 e 17), padrões de hachurado diferentes indicam as médias que diferem estatisticamente de acordo com os resultados do teste de Tukey.

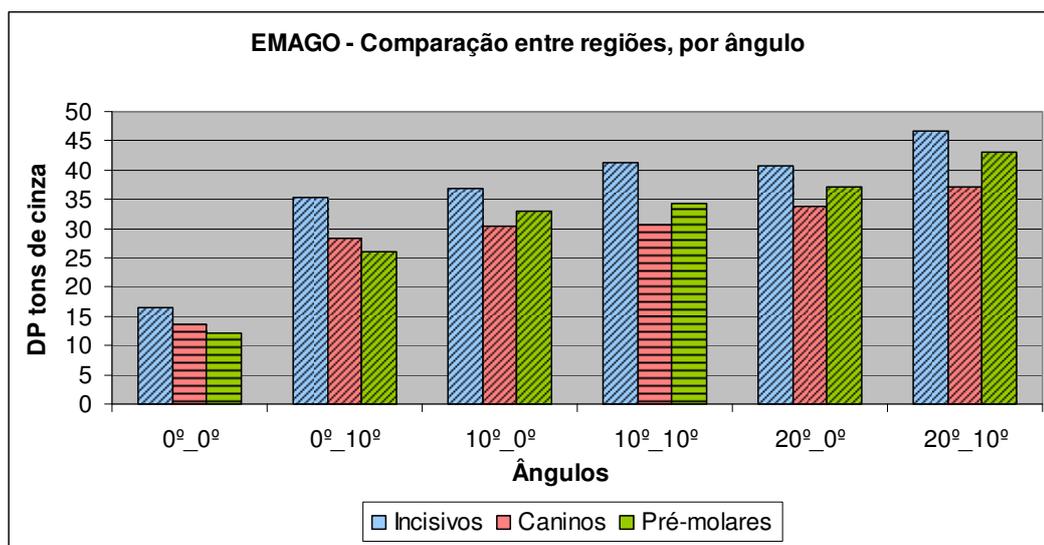


Figura 16 – Representação gráfica dos valores médios dos DP dos tons de cinza, do programa EMAGO. Comparação entre as regiões anatômicas, em cada variação angular.

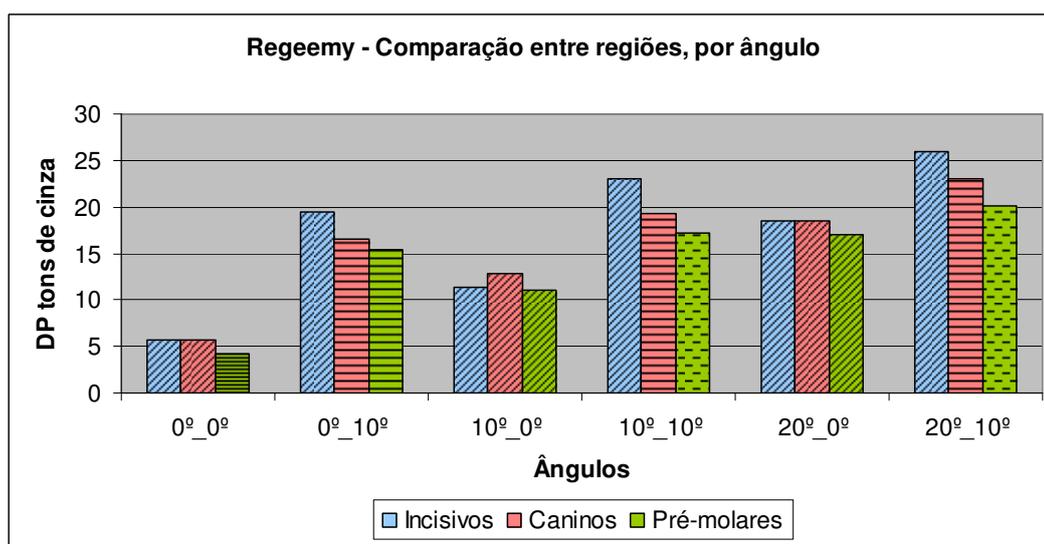


Figura 16 – Representação gráfica dos valores médios dos DP dos tons de cinza, do programa Regeemy. Comparação entre as regiões anatômicas, em cada variação angular.

6 DISCUSSÃO

6.1 Subtração radiográfica digital

As radiografias convencionais contêm mais informações do que o olho humano consegue observar e estruturas anatômicas sobrepostas podem dispersar a visão do examinador, tornando-se difícil a detecção de processos patológicos em desenvolvimento (Reddy; Jeffcoat⁴¹, (1993). Por exemplo, no diagnóstico de doença periodontal, determinado nível existente da perda óssea alveolar é visível, mas a progressão dessa perda óssea é difícil de interpretar em exames radiográficos feitos em épocas diferentes. A técnica de SRD se aplica à resolução dessa limitação.

A eficácia da técnica de SRD foi relatada por Byrd et al.⁴ (1998), Rudolph et al.⁴² (1987), Benn¹ (1990), Wenzel⁴⁸ (2000), Bittar-Cortez³ (2008), os quais afirmaram que é um método eficaz que confere informações adicionais para auxiliar no diagnóstico. Baseia-se na eliminação de estruturas constantes entre duas imagens que serão comparadas e realça àquelas estruturas que sofreram alterações na densidade. Útil para avaliar pequenas diferenças em radiografias feitas em diferentes épocas, usada para avaliação e acompanhamento de tratamentos periodontais, avaliação de alterações ósseas na região de osso alveolar (Reddy⁴⁰, 1992; Cury et al.⁶, 2005; Pasin³⁸, 2006), no diagnóstico de lesões periapicais e reabsorção radicular externa (Kravitz et al.²⁹, 1992; Tsiklakis et al.⁴⁵, 2005), no diagnóstico de lesões de cárie incipientes (Gröndahl et al.¹⁵, 1982; Maggio et al.³⁴, 1990; Ferreira¹⁴,

2004; Dotto et al.⁷, 2005) e na avaliação de mudança óssea ao redor de implantes dentários (Jeffcoat et al.²⁶, 1992; Bittar-Cortez², 2005).

O fato de que alterações minerais são, então, reveladas diante de fundo cinza neutro proporciona alta sensibilidade da técnica de subtração no diagnóstico e avaliação de processos patológicos (Reddy; Jeffcoat⁴¹, 1993). A precisão de diagnóstico é freqüentemente descrita em termos de sensibilidade e especificidade. Sensibilidade, ou habilidade de detectar lesão quando ela realmente está presente, tem se apresentado maior que 90% utilizando SRD. Especificidade, ou habilidade de descartar a presença da lesão quando ela realmente está ausente, tem sido relatada como maior que 95% com a SRD. Foi determinado que a técnica de subtração é mais precisa na detecção de perdas minerais.

Do ponto de vista prático talvez esse método não seja aceito pelos profissionais da odontologia, pois ainda é desconhecido e exige habilidade técnica para obter o resultado final e, além disso, é preciso ter computador com programa específico para SRD. O que pode ser proposto aos profissionais é a realização desse procedimento em clínicas de Radiologia Odontológica, pois cada vez mais procuramos rapidez e praticidade para realização de tarefas no dia-a-dia e essa pode ser a solução.

Em relação à análise subjetiva da imagem radiográfica, a principal vantagem do método de SRD é a possibilidade de observarmos lesões ainda muito pequenas, na ordem de 5% de perda mineral, enquanto que na radiografia convencional é necessária perda mineral significativa, em torno de 30 a 60% em volume, além disso, essa técnica tem alto percentual de sensibilidade e especificidade (Reddy; Jeffcoat⁴¹, 1993; Mol; Dunn³⁵, 2003). No entanto autores como Ortmann et al.³⁷ (1985) e Dove et al.⁹ (2000) afirmaram que é possível detectar, por meio da SRD, alterações ósseas na faixa de 1 a 5% de perda mineral, desde que ambas as imagens sejam obtidas sob as mesmas condições de

projeção geométrica, tempo de exposição e procedimentos de revelação do filme.

A utilização da SRD na Odontologia é justificada pelas vantagens citadas anteriormente. Várias especialidades, dentre elas, Radiologia Odontológica, Implantodontia, Periodontia, Dentística, Endodontia e Cirurgia Bucomaxilofacial podem fazer acompanhamento do reparo ou da progressão de lesões em tecidos ósseos ou dentários.

A técnica de subtração, entretanto, requer radiografias padronizadas quanto ao brilho, contraste, e projeção geométrica (Härdstedt; Welander²¹, 1975; Benn¹, 1990; Byrd et al.⁴, 1998; Lehmann et al.³², 2000; Heo et al.²³, 2001; Lee et al.³⁰, 2004). Falta de correspondência entre duas imagens devido a combinação de razões como não-uniformidade no processamento do filme; discrepância da geometria de projeção do feixe central de raios X em relação às estruturas de interesse; desalinhamento das radiografias na geração das imagens subtraídas ou diferença do melhor alinhamento de imagens com discrepância geométrica promove o aparecimento de ruído estrutural nas imagens subtraídas que podem ser interpretadas erroneamente como alterações anatômicas (Samarabandu et al.⁴³, 1994). A reprodutibilidade da projeção geométrica é o ponto crítico para a aplicação e sucesso da SRD, já que diferenças na densidade e contraste podem ser corrigidas por meio de algoritmos de correção-gama (Samarabandu et al.⁴³, 1994; Mol; Dunn³⁵, 2003). A rotação do objeto ao redor dos eixos x e y, em relação ao feixe de raios X, isto é, a variação no ângulo vertical e horizontal do feixe, produz erros que são o maior obstáculo para o alinhamento de duas imagens e, conseqüentemente, para a aplicação clínica da SRD (Heo et al.²³, 2001; Mol; Dunn³⁵, 2003; Zacharaki et al.⁵⁰, 2004).

O ruído estrutural produz a principal limitação da capacidade de detecção visual do operador ao interpretar radiografias convencionais, pois é resultado da sobreposição de estruturas

anatômicas inalteradas representadas por padrão radiográfico complexo que pode ocultar o processo patológico (Kravitz et al.²⁹, 1992; Zacharaki et al.⁵⁰, 2004).

6.2 Registro de imagens radiográficas *a priori*

Tradicionalmente, estabilizadores mecânicos têm sido usados para prevenir qualquer movimento e controlar a geometria de projeção antes da aquisição da imagem (Samarabandu et al.⁴³, 1994; Sander et al.⁴⁴, 1996; Mol; Dunn³⁵, 2003; Lee et al.³⁰, 2004), entretanto, seu uso consome tempo, trabalho e dinheiro, e apesar das melhores técnicas disponíveis para a obtenção de radiografias padronizadas para técnica de subtração, ainda podem existir pares de radiografias com significativa discrepância geométrica (Webber et al.⁴⁶, 1984; Samarabandu et al.⁴³, 1994). Mesmo o uso do mesmo procedimento de alinhamento manual repetidamente pelo mesmo operador pode produzir diferentes alinhamentos em repetidas tentativas Samarabandu et al.⁴³, 1994).

Gröndahl et al.¹⁶ (1983) afirmaram que quanto menor as lesões a serem detectadas, maior deverá ser o cuidado na padronização das projeções radiográficas. Em outro estudo Gröndahl et al.¹⁷ (1984) relataram que existe limite máximo de 3° para erros de angulação do feixe de raios X quando se pretende utilizar radiografias obtidas com registro de imagens *a priori*. Essas afirmações corroboram com os achados de Rudolph et al.⁴² (1987), os quais afirmaram que desvios angulares, verticais ou horizontais, abaixo de 3° já determinavam efeito negativo na qualidade da imagem, concordando também com os relatos de Wenzel⁴⁷ (1989), a qual afirmou que o desvio-padrão dos níveis de cinza da

imagem aumenta juntamente com a magnificação do erro geométrico para aquisição da radiografia.

Embora capazes de produzir excelentes resultados, esses métodos têm vários inconvenientes. Dentre eles, perda de tempo pelo profissional para manipular os materiais necessários para registro de mordida, preparo dos dispositivos para fixar a cabeça do indivíduo (Webber et al.⁴⁶, 1984). Além disso, Ettinger et al.¹³ (1994) relataram que mesmo na presença de padronização geométrica *a priori* existe o risco de ocorrerem erros de técnica, sobrepondo as imagens de faces proximais, por exemplo.

6.3 Registro de imagens radiográficas *a posteriori*

Webber et al.⁴⁶ (1984), Benn¹ (1990), Dunn e Van der Stelt (1992), Dunn et al.¹¹ (1993), Samarabandu et al.⁴³ (1994), Ludlow; Peleaux³³ (1994), Hausmann et al.²² (1995), Lehmann et al.³² (2000), Cornelis et al.⁵ (2002) relataram que o registro de imagens pode ser executado de duas maneiras: 1) *a priori*, no momento da execução da radiografia, método pelo qual se obtém a imagem de forma padronizada, já visando sua utilização para a técnica de subtração radiográfica digital. Essa técnica exige dispositivos especiais e protocolos complicados; 2) *a posteriori*, método que permite registrar imagens sem a utilização de dispositivos especiais ou protocolos complicados, o registro é feito por meio de computadores. Esses autores afirmaram ainda que as técnicas de registro de imagens *a posteriori* são mais práticas, pois permitem que o profissional obtenha as imagens finais de forma mais rápida, ou seja, o profissional não precisa dispor de muito tempo para executar a padronização geométrica para obtenção das radiografias.

Na década de 80, Jeffcoat et al.²⁵ (1984), Webber et al.⁴⁶

(1984), Dunn et al.¹¹ (1993), Ettinger et al.¹³ (1994), com objetivo de tornar a técnica mais rápida e prática, desenvolveram programas de computador com algoritmos específicos para fazer reconstrução de imagens radiográficas (referência e segunda imagem) com variações angulares. Essa descoberta tem permitido fazer subtrações de boa qualidade com imagens radiográficas obtidas de registro *a posteriori*.

Algoritmos de reconstrução geométrica que utilizavam pontos de referência para correção das diferenças foram introduzidos (Webber et al.⁴⁶, 1984; Wenzel⁴⁷, 1989; Mol; Dunn³⁵, 2003). A reconstrução se baseia em relações constantes entre pontos correspondentes (em geral 4 pontos) de pares de imagens obtidas com ângulo de projeção diferentes (Mol; Dunn³⁵, 2003). O processo foi proposto para permitir maior flexibilidade nos procedimentos radiográficos clínicos e eliminar as desvantagens inerentes à estabilização mecânica. Baseado nesses algoritmos de estudos anteriores, o programa de computador denominado EMAGO[®] foi desenvolvido em 1992 (Heo et al.²³, 2001), pelo qual os usuários poderiam selecionar facilmente, de forma manual, 4 pares de pontos de referência nas imagens digitais que seriam utilizados para ajuste a um modelo de transformação projetiva. Desde então, vários autores utilizaram esse programa em seus trabalhos (Huh et al.²⁴, 2002; Mol; Dunn³⁵, 2003; Lee et al.³⁰, 2004; Güneri et al.¹⁸, 2006; Güneri et al.¹⁹, 2007).

Teoricamente, a precisão da imagem subtraída pode ser adquirida quando os pontos de referência são selecionados apropriadamente. Erros na seleção dos pontos de referência podem causar resultados de SRD falsos. A precisão na seleção dos pontos depende da experiência e habilidade do operador (Yi et al.⁴⁹, 2006). Pontos anatômicos, entretanto, nem sempre são fáceis de serem identificados em radiografias e sua interpretação pode ser variável (Byrd et al.⁴, 1998; Mol; Dunn³⁵, 2003). Além disso, aspectos radiográficos de estruturas anatômicas podem estar ocultos quando erros de projeção são

introduzidos (Huh et al.²⁴, 2002). Tudo isso limita a capacidade do operador em estabelecer correspondência entre pares de imagens. Assim, o papel do operador no método de SRD se torna substancial (Mol; Dunn³⁵, 2003).

Embora a presença de várias dicas visuais, o registro controlado manualmente falha em objetividade, e diferenças consideráveis podem ser observadas com pequenos deslocamentos das imagens radiográficas. Além disso, métodos manuais demandam tempo e paciência (Ettinger et al.¹³, 1994; Byrd et al.⁴, 1998). O tempo de execução do método manual incluindo a seleção de até 16 pontos por um Cirurgião-dentista experiente é mais de 4 minutos (Zacharaki et al.⁵⁰, 2004). Entretanto, na prática, se torna extremamente difícil encontrar mais que 15 pontos de referência adequadamente.

Para superar a desvantagem dos métodos manuais na seleção de pontos de referência, técnicas de registro automático têm sido introduzidas na literatura. O registro automático é baseado em nova linguagem de técnicas de processamento digital de imagem, considerada pixel-baseada, isto é, opera sobre os níveis de cinza da imagem sem requerer processo de segmentação da imagem antes do registro. Pares homólogos de pontos são selecionados interativamente sobre as duas imagens, e são alinhados pela aplicação de transformação projetiva, que descreve perfeitamente a imagem radiográfica odontológica (Zacharaki et al.⁵⁰, 2004). A extração automática dos pontos de referência fornece base confiável para deformação de uma radiografia em relação à radiografia de referência. Desse modo, a interação humana é limitada a especificar pontos correspondentes e verificar os resultados (Ettinger et al.¹³, 1994). Com a redução do nível de interação, resultados na detecção de alterações são mais objetivos e reproduzíveis (Ettinger et al.¹³, 1994; Samarabandu et al.⁴³, 1994).

Além disso, a seleção automática dos pontos permite o uso de múltiplas fontes de informação ou múltiplos pontos de referência e

levam a resultados mais confiáveis (Güneri et al.¹⁸, 2006). O aumento do número de pontos utilizados para corrigir distorções promove melhora no alinhamento das imagens (Byrd et al.⁴, 1998). Desse modo, o tempo de execução para o método automático varia, em média, de 15 a 50 segundos (Zacharaki et al.⁵⁰, 2004).

Até 2005 a principal dificuldade, ao se trabalhar com registro de imagens *a posteriori* era a indisponibilidade dos programas de computador existentes para esse fim, ou seja, os programas pertenciam apenas ao pesquisador ou a instituição que os desenvolveram, ou então, eram economicamente caros para aquisição. Em 2005, Dotto⁸ fechou essa lacuna, descobriu que o programa Regeemy poderia ser utilizado para o registro de imagens radiográficas. Esse programa foi desenvolvido pelo INPE e é de livre download (<http://regima.dpi.inpe.br/download.html>). Mediante cadastro no DPI-INPE qualquer pesquisador ou interessado pode utilizar esse programa, sem custos adicionais.

Esse programa é utilizado para sensoriamento remoto, registro de imagens de áreas geográficas feitas por satélite. Muito utilizado para observar áreas de desmatamento. O Regeemy permite a correção geométrica de imagens por meio de transformações projetivas e marcação automática de múltiplos pontos controle.

Dotto⁸ (2005), em associação com a Coordenação Geral de Observação da Terra do Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (INPE), verificou a viabilidade do registro *a posteriori* de imagens radiográficas odontológicas utilizando o Regeemy. Em sua pesquisa utilizou pares de radiografias obtidas com uso somente de posicionador para técnica periapical, com isso destacou que o uso do programa era eficiente e poderia ser mais uma ferramenta para se fazer correção na geometria de projeção das imagens radiográficas. Essa descoberta supriu mais uma carência para a aplicação da técnica de SRD, o acesso a programas que fazem transformações do tipo projetiva e marcação automática de múltiplos pontos controle.

De acordo com Huh et al.²⁴ (2002), acredita-se que imagens seriadas podem ser adquiridas na prática sem grande disparidade angular se um operador experiente realizar as radiografias na ausência de bloco de mordida individual, e citaram Rudolph et al.⁴² (1987), os quais mostraram que erro de projeção pode ser reduzido para menos de 5° utilizando posicionadores tipo Rinn sem nenhum material de registro. Huh et al.²⁴ (2002), entretanto, observaram discrepâncias de projeção geométrica no nível do osso alveolar nas imagens subtraídas.

Relações constantes entre pares de imagens foram observadas em discrepâncias angulares entre 2° e 3° (Huh et al.²⁴, 2001; Reddy; Jeffcoat⁴¹, 1993), de até 5° (Wenzel⁴⁷, 1989), e de 32° (Mol; Dunn³⁵, 2003). Subentende-se que existe potencial para reconstrução de imagem adequada com o nível de reprodutibilidade da projeção de imagem alcançada em condições clínicas. A questão é, quanto erro irreversível é permitido.

Heo et al.²³ (2001) demonstraram que o programa EMAGO[®] foi capaz de reconstruir imagens com variações de projeção de até 15° na vertical e 5° na horizontal, afirmando que o efeito das variações dos ângulos verticais e horizontais foi insignificante para o programa de computador utilizado.

Neste estudo foram feitas reconstruções de imagens adquiridas com variações de angulação entre as imagens referência e segunda imagem, sendo 0° de ângulo horizontal com 0°, 10° e 20° de ângulo vertical e 10° de ângulo horizontal com 0°, 10° e 20° de ângulo vertical. Teve-se essa iniciativa para comparar qual programa seria capaz de fazer as melhores correções geométricas e qual executaria o melhor registro de imagem, sem que houvesse prejuízo para a qualidade da SRD.

6.4 Discussão dos resultados

Nosso objetivo foi comparar qual programa faz melhor registro *a posteriori*, para isso foi avaliada a qualidade da SRD das imagens registradas nos dois programas utilizados neste trabalho. As subtrações foram feitas para avaliar qual programa apresentaria imagens com menores níveis de ruído estrutural. Resultado que determina melhor qualidade de registro de imagem. As subtrações foram realizadas no programa *Image Tool for Windows*, esse procedimento foi feito para eliminar o fator programa, que têm características próprias e poderiam interferir no resultado se as SRD fossem feitas nos mesmos.

Neste trabalho utilizamos como parâmetro estatístico os desvios-padrão dos tons de cinza, assim como Rudolph et al.⁴² (1987), Lee et al.³⁰ (2004), Haiter Neto e Wenzel²⁰ (2005), Kozakiewicz et al.²⁸ (2008), Ono³⁶ (2008). Acreditamos que a média dos níveis de cinza na imagem subtraída não reflete a proximidade da imagem corrigida em relação à imagem original, pois ao se obter a média do histograma, regiões claras (com valores acima de 128) podem compensar regiões escuras (com valores abaixo de 128) e vice-versa. Desse modo, mesmo imagens subtraídas com presença de grande ruído estrutural podem ter média de tons de cinza em torno de 128. Sendo assim, consideramos o desvio-padrão do histograma da imagem subtraída a melhor forma de avaliar a qualidade do registro das imagens obtidas com erros de projeção.

Em relação ao desvio-padrão dos níveis de cinza, observa-se na Tabela 2 e Figura 15 que houve diferença estatisticamente significativa entre os 2 programas em todas as situações testadas, com valores bem mais altos para as imagens subtraídas após registro pelo programa EMAGO[®]. Nota-se que, no total da amostra, mesmo as imagens obtidas sem variação de ângulos (ou seja, com ângulo vertical e

horizontal 0°), resultaram em imagens subtraídas com alto valor de desvio-padrão quando registradas pelo programa EMAGO[®] (13,70), enquanto que, com o programa Regeemy, o valor do desvio-padrão (5,07), na mesma situação, se apresentou dentro do limite considerado como ruído básico. Em estudos clínicos de regeneração periodontal, espera-se que imagens subtraídas de regiões controle apresentem desvio-padrão de aproximadamente 8, que define o ruído básico na subtração radiográfica (Perona; Wenzel³⁹, 1996).

Com as variações de ângulos de projeção houve aumento significativo dos valores de desvio-padrão nos dois programas, entretanto, com valores sempre maiores para o programa EMAGO[®]. Por esses resultados observamos a dificuldade dos programas utilizados em corrigir grandes erros de projeção, embora essa dificuldade tenha sido maior com a utilização do EMAGO[®]. Claramente, existem limitações mesmo às técnicas de transformação, como afirmaram também Jeffcoat et al.²⁵ (1984), Webber et al.⁴⁶ (1990), Mol; Dunn³⁵ (2003) e Zacharaki et al.⁵⁰ (2004). Erros grosseiros na angulação podem não ser corrigidos, pois pode haver sobreposições de estruturas nas radiografias muito diferentes da radiografia original. Essa falta de correspondência entre duas imagens pode resultar em velamento da crista óssea ou inabilidade em identificar os pontos de referência, seja de forma automática, como no Regeemy, ou de forma manual como no EMAGO[®], o que pode introduzir mais erros na técnica (Jeffcoat; Reddy²⁷, 1993; Zacharaki et al.⁵⁰, 2004). Acreditamos, no entanto, que a melhor performance do Regeemy em relação ao EMAGO[®] se deva não somente ao fato do registro automático proporcionado pelo Regeemy, o que fornece base confiável para deformação de uma radiografia em relação à radiografia de referência e limita a interação humana, mas também ao fato de que a automação na seleção dos pontos permite o uso de múltiplas fontes de informação ou múltiplos pontos de referência e levam a resultados mais confiáveis (Ettinger et al.¹³, 1997). O aumento do número de pontos utilizados para

corrigir distorções promove melhora no alinhamento das imagens (Byrd et al.⁴, 1998) , enquanto compensa a variabilidade interoperadores e dos pontos selecionados, aumentando a independência do observador (Lehmann et al.³¹, 1998; Zacharaki et al.⁵⁰, 2004).

Argumenta-se, contudo, que a quantidade de ruído resultante de erros de projeção não se deva somente à quantidade de variação de ângulos de projeção em todos os eixos, mas também depende da espessura do objeto, e de sua composição interior. Ou seja, objetos com dimensão maior na direção do feixe de raios X resultam em aumento do ruído na imagem subtraída para qualquer diferença de angulação maior que zero, assim como objetos com características de atenuação dos raios X mais heterogêneos também têm maior potencial de induzir ruído à imagem subtraída (Mol; Dunn³⁵, 2003). Por isso, autores encontraram maior dificuldade no alinhamento das imagens, e observaram que o ruído aumentava de acordo com a região radiografada.

Ao discriminar os valores de desvio-padrão para cada grupo de dente utilizado neste estudo (Tabelas 3 e 4), foi possível observar que tal fato não ocorreu em todas as situações. Utilizando o programa EMAGO[®], houve diferença entre as regiões radiografadas com os ângulos 0°_0° e 10°_10°, e com o uso do Regeemy houve diferenças com os ângulos 0°_0°, 0°_10°, 10°_10° e 20°_10° (Tabela 5) .

Interessante notar que os valores de desvios-padrão nas situações em que os grupos de dentes foram diferentes entre si se apresentaram maiores para o grupo de incisivos ou caninos do que para os pré-molares. Esses resultados vão de encontro aos resultados de Lee et al.³⁰ (2004) segundo os quais, a região de pré-molares apresentou, relativamente, os piores resultados, comparados aos das outras regiões em 2 programas. De acordo com Huh et al.²⁴ (2002), a quantidade aumentou gradativamente da região anterior para a região de molares e da mandíbula para a maxila.

Tal discordância entre aqueles e o presente trabalho

talvez possa ser devido à ROI selecionada. Regiões de pré-molares e molares tendem a apresentar desvio-padrão da imagem subtraída maior devido principalmente à falta de concordância das cúspides desses dentes. A inclusão de superfície oclusal na ROI pode ter influência sobre o ruído estrutural da imagem subtraída, pois apresentam variações irreversíveis maiores quando há diferenças de angulação.

Neste estudo, entretanto, a ROI foi selecionada em região, aparentemente, com menor discordância entre as duas imagens (terço médio e apical das raízes e osso ao redor), de maneira que a periferia das imagens que apresentava áreas pretas e brancas devido à movimentação paralela da segunda imagem, assim como áreas de distinta falta de correspondência entre as imagens (cúspides e sobreposição interproximal das coroas). Essa seleção, no entanto, causou aumento do desvio-padrão na região de incisivos e, por vezes, de caninos. Isso pode ser devido a conformação anatômica desses dentes (achatados no sentido vestibulo-lingual enquanto pré-molares tendem a ser circulares) e a imagem radiográfica da lâmina dura, que varia em função da anatomia da raiz, uma vez que acompanha sua arquitetura, e também em função, principalmente, do ângulo horizontal empregado. No caso dos incisivos e caninos inferiores, a extensão da lâmina dura no sentido vestibulo-lingual é maior que dos pré-molares, e sua imagem radiográfica aparece mais alargada quando o feixe central de raios X incide obliquamente. Essas projeções diferentes a cada mudança de ângulo resultaram em falta de concordância entre as imagens e, conseqüentemente, em aumento do ruído na imagem subtraída nessa região. No caso dos pré-molares, a maneira como o feixe de raios X tangencia a superfície da raiz não difere tanto com a variação do ângulo horizontal.

Este trabalho nos permitiu conferir e ratificar a eficácia do método de SRD, portanto devemos focar a aplicabilidade clínica desse recurso. Pode ser mais uma opção que o Cirurgião-dentista tenha ao seu

dispor para tornar a prática odontológica mais rápida e eficaz.

Não existem muitos programas para SRD e os que existem não possuem algoritmos que fazem correções, de boa qualidade, da projeção geométrica das imagens, comprometendo a qualidade do registro de imagens *a posteriori*. A maioria dos programas é desenvolvida em universidades com propósito de pesquisa, têm acesso limitado e não são disponíveis para a comercialização.

Com o aperfeiçoamento da técnica, a qualidade das subtrações tem melhorado. Portanto, há necessidade de maior interação e discussão entre os pesquisadores sobre este assunto, pois há mais de duas décadas do desenvolvimento da técnica de SRD seu uso ainda é limitado. É importante que as pesquisas continuem sendo feitas e novos programas de computadores sejam desenvolvidos para esse fim.

7 CONCLUSÃO

Baseado no desvio-padrão do histograma dos níveis de cinza como parâmetro para avaliar o ruído estrutural nas imagens subtraídas, concluímos, pela análise dos resultados, que:

- a) o programa Regeemy apresentou melhor performance no registro *a posteriori* de imagens para a técnica de subtração radiográfica digital, sendo que as imagens registradas por esse programa resultaram em menor ruído estrutural, quando subtraídas, que as imagens produzidas pelo programa EMAGO[®]/Advanced 3.50;
- b) ambos os programas apresentaram limitações em corrigir imagens com discrepâncias de projeção maiores ou iguais a 10° na vertical e/ou horizontal;
- c) houve influência da região anatômica radiografada na formação do ruído estrutural, sendo que, a região de incisivos apresentou maiores níveis de ruído estrutural.

8 REFERÊNCIAS*

1. Benn DK. Limitations of the digital image subtraction technique in assessing alveolar bone crestal changes due to misalignment errors during image capture. *Dentomaxillofac Radiol.* 1990;19(3):97-104.
2. Bittar-Cortez JA, Passeri LA, Bóscolo FN, Haiter Neto F. Comparison of hard tissue density changes around implants assessed in digitized conventional radiographs and subtraction images. *Clinical Oral Implants Research.* 2006;17: 560-4.
3. Bittar-Cortez JA. Radiografia digital e a técnica de subtração no monitoramento da desmineralização e remineralização do esmalte dentário [tese]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba (SP): Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP; 2008.
4. Byrd V, Mayfield-Donahoo T, Reddy MS, Jeffcoat MK. Semiautomated image registration for digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998;85(4):473-8.
5. Cornelis J, Deklerck R, Truyen B, Schelkens P. 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]. Disponível em:http://www.etro.vub.ac.be/education/course_books.htm [Acesso 10 dez 2002].
6. Cury PR, Taba Junior M, Mantesso A, Bonecker M, Araujo NS. Detecção de alterações ósseas utilizando um programa de subtração radiográfica: estudo in vitro. *Rev Pós Grad.* 2005;12(2):242-7.

* Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em:http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

7. Dotto GN, Dotto PP, Moraes LC, Médici Filho E, Moraes MEL, Castilho JCM et al. Subtração digital radiográfica: identificação precoce de perdas minerais em esmalte. *Cienc. Odontol bras.* 2005;8(1):82-9.
8. Dotto GN. Registro de radiografias periapicais para a técnica de subtração [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista-UNESP; 2005.
9. Dove SB, McDavid WD, Hamilton KE. Analysis sensitivity and specificity of a new digital subtraction system: an in vitro study. *Oral surg, oral med, oral pathol, oral radiol, and endod.* 2000;89:771-6.
10. Dunn SM, Van der Stelt PF. Recognizing invariant geometric structure in dental radiographs. *Dentomaxillofac Radiol.* 1992;21:142-7.
11. Dunn SM, Van der Stelt PF, Ponce A, Fenesy K, Shah S. A comparison of two registration techniques for digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1993;22(2):77-80.
12. Ellwood RP, Davies RM, Worthington HV. Evaluation of a dental subtraction radiography system. *J Periodontol Res.* 1997;32:241-8.
13. Ettinger GJ, Gordon GG, Goodson JM, Socransky SS, Williams RR. Development of automated registration algorithms for subtraction radiography. *J Clin Periodontol.* 1994;21:540-3.
14. Ferreira RI, Haiter Neto F, Tabchoury COM, Bóscolo FN. Linear and logarithmic subtraction for detecting enamel subsurface demineralization. *Dentomaxillofac. Radio.* 2005;34:133-139.
15. Gröndahl HG, Gröndahl K, Okano T, Webber RL. Statistical contrast enhancement of subtraction images for radiographic caries diagnosis. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 1982;53:219-23.
16. Gröndahl HG, Gröndahl K, Webber RL. A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1983;55(1):96-102.

17. Gröndahl K, Gröndahl HG, Webber RL. Influence of variations in projection geometry on the detectability of periodontal bone lesions. A comparison between subtraction radiography and conventional radiographic technique. *J Clin Periodontol*. 1984;11(6):411-20.
18. Güneri P, Gögüs S, Tugsel Z, Ozturk A, Gungor C, Boyacioglu H. Clinical efficacy of a new software developed for dental digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006;35(6):417-21.
19. Güneri P, Gögüs S, Tugsel Z, Boyacioglu H. Efficacy of a new software in eliminating the angulation errors in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2007;36(8):484-9.
20. Haiter Neto F, Wenzel A. Noise in subtraction images made from pairs of bitewing radiographs: a comparison between two subtraction programs. *Dentomaxillofac Radiology*. 2005;34(6):357-61.
21. Härdstedt C, Welander U. Photographic subtraction. I. Theory of the subtraction image. *Acta Radiol Diagn*. 1975;16(6):559-64.
22. Hausmann E, Kutlubay ME, Odrobina D, Allen KM, Loza J, Ortman L. 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*. 1995;30:294-7.
23. Heo MS, Lee SS, Lee KH, Choi HM, Choi SC, Park TW. Quantitative analysis of apical root resorption by means of digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2001;91(3):369-73.
24. Huh YJ, Heo MS, Lee SS, Choi SC, Park TW. A comparative study on the accuracy of digital subtraction radiography according to the acquisition methods of reconstructed images. *Korean J Oral Maxillofac Radiol*. 2002;32:107-11.

25. Jeffcoat MK, Jeffcoat RL, Williams RC. A new method for the comparison of bone loss measurements on non – standardized radiographs. J Periodont Res. 1984;19:434-40.
26. Jeffcoat MK, Reddy MS, Van Der Berg HR, Bertens E. Quantitative digital subtraction radiography for the assessment of peri-implant bone change. Clin. Oral Implant Res. 1992;3:22-7.
27. Jeffcoat MK, Reddy MS. Digital subtraction radiography for longitudinal assesment of peri-implant bone change: method and validation. Adv Dent Res. 1993;7(2):196-201.
28. Kozakiewicz M, Bogusiak K, Hanlik M, Denkowski M, Arkuszewski P. Noise in subtraction images made from pairs of intraoral radiographs: a comparison between four methods of geometric alignment. Dentomaxillofac Radiol. 2008;37:40-6.
29. Kravitz LH, Tyndall DA, Bagnell CP, Dove SB. Assessment of external root resorption using digital subtraction radiography. J Endod. 1992;18(6):275-84.
30. Lee SS, Huh YJ, Kim KY, Heo MS, Choi SC, Koak JY, et al. Development and evaluation of digital subtraction radiography computer program. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2004;98(4):471-5.
31. Lehmann TM, Gröndahl K, Gröndahl HG, Schmitt W, Spitzer K. Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of *in vivo* radiographs. Dentomaxillofac Radiol. 1998;27:140-150.
32. Lehmann TM, Gröndahl HG, Benn DK. Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology. Dentomaxillofac Radiol. 2000;29(6): 323-46.
33. Ludlow BL, Peleaux CP. Comparison of stent versus laser-and cefalostato-aligned periapical film-positioning techniques for use in

- digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994;77(2):208-15.
34. Maggio JJ, Hausmann EM, Allen K, Potts TV. A model for dentinal caries progression by digital subtraction radiography. *J Prosthet Dent.* 1990;64:727-32.
35. Mol A, Dunn SM. The performance of projective standardization for digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;96(3):373-82.
36. Ono E. Avaliação de reabsorções radiculares externas por meio de reconstrução digital de imagens e subtração radiográfica digital [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista - UNESP; 2008.
37. Ortman LF, Dunford R, McHenry K, Hausmann E. Subtraction radiography and computer assisted densitometry analysis of standardized radiographs: a comparison study with 125I absorptometry. *J Periodontol Res.* 1985;20(6):644-51.
38. Pasin IM. Análise por subtração radiográfica digital linear do tratamento de defeitos infra-ósseos humanos de 2 a 3 paredes por meio de retalhos de espessura total repostos associados ou não à proteína derivada da matriz do esmalte [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia de São Paulo (SP): Universidade Estadual de São Paulo - USP; 2006.
39. Perona G, Wenzel A. Radiographic evaluation of the effect of orthodontic retraction on the root of the maxillary canine. *Dentomaxillofac Radiol.* 1996;25(4):179-85.
40. Reddy MS. Radiographic methods in the evaluation of periodontal therapy. *J. Periodontol.* 1992;63:1078-84.
41. Reddy MS, Jeffcoat MK. Digital subtraction radiography. *Advances in dental imaging.* 1993;37(4):553-65.

42. Rudolph DJ, White SC, Mankovich NJ. Influence of geometric distortion and exposure parameters on sensitivity of digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1987;64(5):631-7.
43. Samarabandu J, Allen KM, Hausmann E, Acharya R. Algorithm for the automated alignment of radiographs for image subtraction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994;77(1):75-9.
44. Sander L, Wenzel A, Hintze H, Karring T. Image homogeneity and recording reproducibility with 2 techniques for serial intra-oral radiography. *J Periodontol.* 1996;67(12):1288-91.
45. Tsiklakis K, Damaskos S, Kalyvas D, Nicopoulou-Karayianni K, Van der Stelt PF. The use of digital subtraction radiography to evaluate bone healing after surgical removal of radicular cysts. *Oral Radiol.* 2005;21:56-61.
46. Webber RL, Rüttimeann UE, Heaven TJ. Calibration errors in digital subtraction radiography. *J Periodontol Res.* 1984;25(5):268-75.
47. Wenzel A. Effect of manual compared with reference point superimposition on image quality in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1989;18(4):145-50.
48. Wenzel A. Digital imaging for dental caries. *Dent Clin North Am.* 2000;44(2):319-38.
49. Yi WJ, Heo MS, Lee SS, Choi SC, Huh KH. ROI-based image registration for digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006 Apr; 101(4): 523-9.
50. Zacharaki EI, Matsopoulos GK, Asvestas PA, Nikita KS, Gröndahl K, Gröndahl HG. A digital subtraction radiography scheme based on automatic multiresolution registration. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004;33(6):379-90.

ANEXO A – Documento comprobatório de aprovação da pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

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

Av. Eng. Francisco José Longo, 777 – M. São Dima
CEP 12201-970 – F. (12) 3947-9028
Fax (12) 3947-9010 / suchy@fosc.unesp.br

 **CERTIFICADO**
Comitê de Ética em Pesquisa
Envolvendo Seres Humanos

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **100/2007-PH/CEP**, sobre “**Estudo comparativo entre dois programas de registro a posteriori para a técnica de subtração radiográfica digital**” sob a responsabilidade de **MILTON GONÇALVES SOARES**, 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 por este Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 11 de dezembro de 2007.



Profa. Dra. Suely Carvalho Mutti Naressi
Coordenadora do CEP/HUMANOS/FOSJC

Soares MG. Comparison between two programs of image register for subtraction technique [Doctorate thesis]. Sao José dos Campos: School of Dentistry of Sao José dos Campos, UNESP – Sao Paulo State University; 2008.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the quality of image registration of two computer programs by means of digital subtraction radiography (DSR). The sample comprised 294 direct digital periapical radiographs. This sample was obtained from a previous study in which 49 mandibular teeth (central incisors, laterals incisors, cuspids and bicuspids), were radiographed with 6 different x-ray beam angles: 0° horizontal with 0°, 10° and 20° vertical, and 10° horizontal with 0°, 10° and 20° vertical. The radiographs were registered with EMAGO and Regeemy. The registered images were subtracted from their respective reference images with Image Tool 1.27. The quality of the registered images was evaluated by the mean values of the standard deviation (SD) of gray levels on the subtracted images, using the histogram tool of Adobe Photoshop 7.0. Paired t-test was adopted to compare the mean SD for the gray levels between Reegemy and Emago. The results demonstrated statistically significant differences on the quality of image registrations of the programs for all variations of angle. Higher SD was found for the subtractions obtained with registered images of EMAGO®. The SD for gray levels is the usual parameter for evaluation of image noise on subtracted images. Since lower SD was observed for the gray levels of subtractions obtained with registered images from Reegemy, we concluded that Regeemy achieved better performance on image registration for the subtraction technique.

Keywords: Subtraction Technique. Radiographic Image Interpretation, Computer-Assisted., Radiography, Dental, Digital.