



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

AFONSO CELSO SOUZA DE ASSIS

**ESTUDO DA VIABILIDADE DO EMPREGO DA TÉCNICA DE
SUBTRAÇÃO RADIOGRÁFICA DIGITAL EM RADIOGRAFIAS
PERIAPICAIS COM REGISTRO *a posteriori***



2010

AFONSO CELSO SOUZA DE ASSIS

**ESTUDO DA VIABILIDADE DO EMPREGO DA TÉCNICA DE
SUBTRAÇÃO RADIOGRÁFICA DIGITAL EM RADIOGRAFIAS
PERIAPICAIS COM REGISTRO *a posteriori***

Dissertação 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 MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em BIOPATOLOGIA BUCAL, Área Radiologia Odontológica.

Orientador: Prof. Titular Luiz César de Moraes

São José dos Campos
2010

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para
Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos
Campos: FOSJC/UNESP; 2008

A76e Assis, Afonso Celso Souza de.

Estudo da viabilidade do emprego da técnica de subtração radiográfica digital em radiografias periapicais com registro a posteriori / Afonso Celso Souza de Assis. ____ São José dos Campos : [s.n.], 2010
45 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Biopatologia Bucal) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2010.
Orientador: Prof. Dr. Luiz Cesar de Moraes

1. Técnica de subtração. 2. Radiografia dentária. 3. Interpretação de imagem radiográfica assistida por computador I. Moraes, Luiz Cesar de . II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos. III. Título

D622

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, 15 de junho de 2010 .

Assinatura :

E-mail: acs_assis@hotmail.com

BANCA EXAMINADORA

Prof. Titular Luiz César de Moraes (Orientador)

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

Universidade Estadual Paulista - UNESP

Prof. Adjunto Pedro Luiz de Carvalho

Faculdade de Odontologia da UFPA

Universidade Federal do Pará - UFPA

Profa. Adjunta Cristiane Yumi Koga Ito

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

Universidade Estadual Paulista – UNESP

São José dos Campos, 31 de Maio de 2010

DEDICATÓRIA

À **Deus**,

pois sem Ele nada é possível.

À minha esposa **Juliana**,

sempre comigo, compreendendo e apoiando incondicionalmente,
sem o qual não seria possível superar mais esta etapa da minha vida...

Aos meus filhos **Guilherme, Pedro Afonso e João Gabriel**

pelo amor e carinho, que me dão força, para todos os dias seguir
em frente.

Aos meus pais, **Sônia e Celso**,

por serem meu exemplo de vida, meu alicerce. Não há palavras
suficientes para agradecê-los.

Ao meu irmão **João Guilherme**,

por sempre estar ao meu lado me fazendo acreditar e
incentivando.

Às minhas tias **Cida, Daisy e Cleusa**

que acompanharam meus passos com constante apoio e estímulo
ao meu crescimento.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador **Professor Titular Luiz Cesar de Moraes**

Pelo constante incentivo na busca de conhecimento e auxílio na escolha dos caminhos a seguir, sempre repleto de boa vontade e disponibilidade. E pela paciência com a qual ensina e conduz tudo ao seu redor, tornando todos parte de uma mesma família.

Ao **Professor Titular Edmundo Medici Filho , Professor Adjunto Júlio Cesar de Melo Castilho e Professora Adjunto Mari Eli Lonelli de Moraes.**

Pela oportunidade e interesse constante em ajudar e ensinar.

Ao **Professor Doutor Fernando Renó de Lima e Professor Doutor Warley David Kerbauy**

Pessoas de grande valor e importância. Agradeço pela valorosa contribuição com todos seus conhecimentos, boa vontade, paciência e amizade.

Ao **Professor Adjunto Pedro Luiz de Carvalho**

Pela honra de sua valorosa presença e contribuição na banca examinadora da minha tese, por sua amizade e ensinamentos. Obrigado pela oportunidade e carinho.

À Professora. Adjunta Cristiane Yumi Koga Ito

Pela honra de sua presença em minha banca examinadora, agradeço pela sua valorosa contribuição com todos os seus conhecimentos.

À Eliana e Conceição

Muito obrigado pela dedicação, colaboração, paciência, cumplicidade e amizade durante estes anos, principalmente durante os atendimentos aos pacientes.

As secretárias do Programa de Pós-graduação **Rosemary, Erena, Maria Aparecida e Lilian**, pela atenção e auxílio.

Aos colegas de pós graduação: **Fernanda, Lissa, Paula, Sabrina, Patrícia Takahama, Carol Bacci, Caio, Cybelle, Michelle, Rafaela, Cidney, Eliane, Simone, Patrícia Superbi, Ana Amélia, João César, Milton, Jefferson, Roberto e Cleber**, saibam que todos contribuíram de forma positiva para o meu crescimento, maturidade e enriquecimento pessoal. A vida é um aprendizado constante tanto nos momentos adversos quanto nas alegrias. Muito Obrigado a todos vocês!

“O valor das coisas não está no tempo que elas duram, mas na intensidade com que acontecem. Por isso, existem momentos inesquecíveis, coisas inexplicáveis e pessoas incomparáveis...”
(Fernando Pessoa).

SUMÁRIO

RESUMO.....	6
1 INTRODUÇÃO.....	7
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	9
3 PROPOSIÇÃO.....	18
4 MATERIAL E MÉTODO.....	19
5 RESULTADOS.....	28
6 DISCUSSÃO.....	33
7 CONCLUSÃO.....	38
8 REFERÊNCIAS.....	39
ANEXO A.....	44
ABSTRACT.....	45

Assis ACS. Estudo da viabilidade do emprego da técnica de subtração radiográfica digital em radiografias periapicais com registro *a posteriori* [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP-Univ. Estadual Paulista; 2010.

RESUMO

Apesar de ser uma técnica limitada, a subtração digital é utilizada na Odontologia. A adição do computador e seus algoritmos para equalização de contraste e também correção geométrica, tornou possível a aplicação da subtração radiográfica digital (SRD), utilizando radiografias intrabuciais. Neste estudo foi avaliada a viabilidade da utilização da subtração radiográfica digital pelo programa Regeemy – Image Registration and Mosaicking v.0.2.43-RCB (DPI-INPE, São José dos Campos, SP, Brazil) em radiografias periapicais digitalizadas e obtidas sem utilização de padronização rígida durante as exposições por meio de registro *a posteriori*. A seleção dos pontos de controle foram realizadas de forma automática e em quantidade múltipla pelo Regeemy. Esses pontos serviram como coordenadas a partir das quais o programa alinhou o par de imagens e gerou uma terceira imagem de acordo com a projeção geométrica da imagem de referência. Com o uso do Adobe Photoshop® foram selecionados os ROI das imagens utilizando guias e coordenadas. Depois de aplicados os testes estatísticos foi verificado que a metodologia do presente estudo não permite concluir que a subtração utilizando-se o programa Regeemy é inviável quando realizada sem padronização.

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

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento da técnica de subtração de imagens em Odontologia ocorreu paralelamente ao seu emprego na Medicina, sendo que os estudos iniciais utilizavam a subtração fotográfica para avaliar a circulação vascular na mandíbula. Porém a subtração fotográfica tem como inconveniente 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 radiográfica digital (SRD), utilizando radiografias intrabucais. A subtração digital ganha em qualidade, praticidade e economiza tempo quando comparada a seu antecessor subtração fotográfica (Tyndall et al.,1990; Reedy , Jeffcoat,1993).

Introduzida na Odontologia nos anos oitenta (Webber et al., 1982; Gröndahl et al.,1983), a SRD tem como objetivo comparar duas radiografias obtidas em diferentes tempos, analisando possíveis alterações. 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 um 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 por um cinza escuro ou preto, cujos valores na escala de cinza se aproximam a zero e para áreas de ganho aparecem como um 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-Cortez,2005).

Estudos comprovam a possibilidade de utilização da SRD para detectar perda de 1 a 5% dos componentes minerais dos tecidos ósseos e dentários, enquanto que em radiografia convencional 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 (Bender , Selter,1961; Ortman et al.,1981). A qualidade da imagem subtraída depende fundamentalmente de controlar as variações na geometria de projeção radiográfica, utilizando ferramentas *a priori*, ou então, *a posteriori*. Quando se opta por ferramenta *a priori*, deve-se reproduzir a geometria de projeção da radiografia inicial na radiografia final, mediante o uso de dispositivos que padronizam a posição do localizador, objeto e filme. Na ferramenta *a posteriori*, a radiografia final passará por um processo de registro de imagem utilizando programa de computador, reconstruindo a geometria de projeção por meio de algoritmos computacionais (Dotto et al., 2005):

O objetivo neste trabalho será verificar a viabilidade do programa Regeemy – Image Registration and Mosaicking v.0.2.43-RCB (DPI-INPE, São José dos Campos, SP, Brazil) em radiografias digitalizadas não padronizadas e detectar a possibilidade de correção por meio do registro *a posteriori*.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A subtração fotográfica (primeira geração) tem como princípio fazer uma imagem inicial e outra final após a injeção de contraste, sendo que um dos filmes era impresso como imagem negativa (filmes para subtração) e quando ambos eram sobrepostos no negatoscópio restava apenas a imagem dos vasos, sendo que, toda a estrutura anatômica que permaneceu igual assumia tonalidade neutra de cinza. Algumas limitações da técnica de subtração fotográfica eram a geometria de exposição e as variações no contraste entre as imagens inicial e final (Härdsted , Welander ,1975).

A segunda geração surgiu no início dos anos 80, e foi descrita por Gröndahl et al.(1982). Nessa nova fase, a técnica de subtração era radiográfica e digital, ou seja, executada pelo computador. Imagens com registro *a priori* eram digitalizadas utilizando uma filmadora. A imagem inicial ou referência era passada para o computador na forma positiva e mostrada em um monitor de vídeo, então, a imagem final era transformada em negativo durante a digitalização e mostrada no monitor sobre a inicial, sendo feito o alinhamento de ambas 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, e no final dos anos oitenta iniciou-se a terceira geração das técnicas de subtração. 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 aqui o registro *a posteriori* da imagem radiográfica mediante a marcação de pontos controle em ambas as imagens.

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 produzirá áreas na imagem de subtração com aumento ou diminuição da densidade, o que pode ser interpretado erroneamente como áreas de formação ou perda óssea (Benn, 1990).

Essa técnica foi utilizada em angiografias, nas quais eram injetados meios de contraste na circulação para a obtenção de uma imagem do trajeto de artérias e vênulas, sobrepondo imagem convencional e negativa da mesma região anatômica. Com a evolução o processo passou a ser digital e chamou-se Angiografia por Subtração Digital (DSA), utilizada no início para avaliar a carótida e a circulação cerebral. Com o passar do tempo a DSA passou a ser utilizada também para os rins, circulação vascular periférica, abdômen e outros. O início de sua utilização para o diagnóstico de estruturas duras, foi nas mãos de pacientes com reumatismo (Tyndall et al., 1990; Reedy, Jeffcoat, 1993).

A técnica de subtração é baseada na eliminação de estruturas constantes entre duas imagens que serão comparadas e realçar aquelas estruturas que sofreram alterações na densidade (Formousis et al., 1994).

No início, a técnica de subtração funcionava da seguinte forma: era utilizada a padronização geométrica mecânica, ou seja, obter radiografias idênticas pela padronização da posição de fonte, objeto e filme. Depois, a radiografia inicial – imagem “A”, era digitalizada utilizando vídeo-câmera e transformada numa imagem positiva. Então essa imagem “A” era mostrada em monitor de vídeo, enquanto fazia-se o alinhamento em tempo real da imagem “B” ou final. Um micro manipulador permitia o alinhamento mecânico da imagem B utilizando rotação e movimentos nos eixos x e y. Quando o alinhamento manual está satisfatório, a imagem “B”

poderia então ser digitalizada numa versão negativa (Lehmann et al., 1998).

Pesquisas em radiologia dos anos 90 confirmam a necessidade de registro muito preciso das seqüências radiográficas, para se obter sucesso na técnica de subtração digital de imagens (Bender , Seltzer,1961; Tyndall et al.,1990; Christgau et al.,1996; Christgau et al., 1998).

A precisão da técnica de Subtração Radiográfica Digital depende de radiografias padronizadas geometricamente e contraste e densidade semelhantes. Qualquer alteração entre as radiografias a serem comparadas produzirá áreas, na imagem subtraída, com aumento ou diminuição da densidade, o que pode ser erroneamente interpretado como regiões de ganho ou perda mineral. Na prática clínica, a utilização de formas de padronização geométrica e meios de correção da imagem por computador são importantes (Lehmann et al., 1998; Filder et al.,2000; Huh et al.,2005).

A subtração de regiões anatômicas que não são sobrepostas de forma apropriada vai produzir artefatos indesejáveis que podem imitar, ou então, ofuscar uma real alteração (Yoon, 2000).

Todavia, ainda hoje, vinte anos após o descobrimento da técnica de subtração, sua utilização na clínica odontológica ainda é escassa ou limitada (Wenzel ,2002).

Uma das maiores indicações da subtração radiográfica digital em Odontologia é o diagnóstico precoce de cáries, que é a mais comum entre todas as doenças da cavidade bucal no mundo todo. Sendo essa uma doença de etiologia bacteriana, seu início é uma desmineralização localizada na superfície do esmalte 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, o diagnóstico precoce tem importância vital para o tratamento preservando o máximo da estrutura dentária sadia. É

possível melhorar a consistência da geometria da imagem utilizando estabilizadores intra ou extrabuciais, porém isso é muito incômodo para uso em prática clínica. É preciso fazer impressões da oclusão individualizadas para cada paciente e arquivar para utilizar nas radiografias posteriores. Ao invés de se preocupar tanto com a padronização no momento da aquisição da imagem, pode-se realizar uma padronização geométrica retrospectiva ou co-inscrição da radiografia, baseado em um modelo matemático descritivo do processo de formação da imagem (Cornelis et al, 2002).

O sucesso da técnica de subtração depende do uso de procedimentos radiográficos com alta reprodutibilidade. A subtração é superior a avaliação subjetiva da radiografia convencional com relação ao diagnóstico de alteração em tecidos duros (Mol e Dunn, 2003).

O primeiro problema relacionado ao uso da subtração em Periodontia está relacionado às variações que ocorrem no contraste e na geometria de aquisição das imagens. Outro fator a ser considerado é o ruído estrutural ou anatômico, o qual depende da adequada sobreposição das imagens. Para ser efetiva, a subtração deve ser precedida por equalização do contraste e correção geométrica em ambas as imagens que serão sobrepostas (Mikrogeorgis et al., 2004).

De acordo com Huh et al.(2002), imagens seriadas podem ser adquiridas na prática sem grande disparidade angular se um operador experiente realizar as radiografias sem um bloco de mordida individual, e citaram Rudolph et al.(1987), os quais mostraram que o erro de projeção pode ser reduzido para menos de 5 graus com a utilização de posicionadores intra-buciais do tipo Rinn , sem nenhum material de registro.

Zacharaki *et al.*, em 2004, realizaram estudo com propósitos de instituir um 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,

no qual pontos anatômicos são inicialmente marcados nas duas imagens radiográficas por observadores experientes, baseados na transformação projetiva. Foram utilizados 35 pares de radiografias obtidas entre um período de cerca de 1 a 6 meses, pertencentes a 4 estudos clínicos já realizados. 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. Levando-se em consideração as diferenças de projeção entre os exames, a possibilidade de contração do material de impressão, problemas na colocação do posicionador no local exato, diferenças na relação entre o posicionador e o aparelho de raios X, os autores assumiram que as diferenças de projeção variaram de 1º a 5º com possibilidade de combinações em todos os planos. 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 deste 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 automático possibilita alinhar radiografias adquiridas com ou sem padronização rigorosa *a priori*. A metodologia é baseada nas diferenças de pixels e não requer processo de segmentação antes do alinhamento. A transformação projetiva empregada fornece um modelo confiável para o registro de radiografias intra-bucais. Assim, a técnica de correção de

contraste e de geometria de exposição aplicadas proporciona subtrações radiográficas para avaliação clínica da evolução de uma lesão ou a resposta a um plano terapêutico.

No mecanismo de subtração a *posteriori* o computador sobrepõe às duas imagens radiográficas, subtraindo *pixel* por *pixel*, formando uma terceira imagem, na qual tem-se um valor de cinza neutro (igual a 128) para os locais sem alteração e valores mais próximos ao zero (preto) ou 255 (branco), (dependendo da ordem de sobreposição das imagens) na região onde ocorreu modificação (Dotto et al., 2005).

De acordo com Yi et al., (2006) o registro de imagens por marcação manual dos pontos de referência depende da experiência do observador na seleção desses pontos. Além disso, parâmetros de transformação utilizados para alcançar o alinhamento entre radiografias podem ser diferentes em áreas de interesse devido à movimentação do feixe de raios X, objeto e sensor entre duas aquisições radiográficas. Para minimizar esses erros, os autores desenvolveram um método de registro automático que evita a seleção manual dos pontos de referência, baseado na correlação cruzada de uma região de interesse (ROI). 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, 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 uma janela de 150x150 *pixels*. Então, foi estendida nas direções vertical e horizontal, sucessivamente. Apesar da utilização de uma 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 com a utilização do método desenvolvido foi possível encontrar parâmetros para transformação com sucesso, independentemente do tamanho da ROI.

Tendo em vista as dificuldades ainda existentes nos programas em uso, em 2005, Dotto se propôs a estudar a viabilidade de realizar o registro *a posteriori* de imagens radiográficas odontológicas, mediante a marcação automática de múltiplos pontos de referência, utilizando um programa para registro de imagens de satélite (Regeemy v.0.2.41 - DPI-INPE, São José dos Campos, SP, Brazil). Realizou estudo *in vitro* com mandíbulas maceradas, onde obteve pares de radiografias periapicais realizadas num intervalo de 4 semanas, utilizando posicionadores e sem qualquer outro recurso de registro *a priori*. As imagens finais foram corrigidas, de acordo com a imagem de referência, por meio do programa Regeemy. Realizou a subtração das imagens inicial e final no programa Image Tool (University of Texas Health Sciences Center, San Antonio, Texas, USA), tanto com as imagens sem correção quanto com aquelas corrigidas pelo Regeemy. Ao medir a variação dos tons de cinza, observou que imagens subtraídas após o registro *a posteriori* apresentavam menor ruído anatômico, ou seja, o alinhamento das imagens era melhor, evitando assim o aparecimento de falsas áreas de alteração. A partir desses resultados, o autor concluiu que é possível o registro *a posteriori* de imagens radiográficas odontológicas por meio da marcação automática de múltiplos pontos de referência utilizando programa para registro de imagens de satélite. O Regeemy torna fácil e viável o registro de imagens para execução da subtração digital radiográfica, utilizando até mesmo, pares de radiografias com erros de projeção, desmistificando a idéia de que a aplicabilidade clínica da subtração radiográfica é impossível ou limitada.

Em 2007, Guneri et al. avaliaram a eficiência de um 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 uma 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 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. Toda a avaliação revelou que o novo programa recebeu os maiores escores para imagens subtraídas obtidas tanto com variações angulares verticais quanto horizontais.

No ano de 2008, Ono 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, quase perfeita em ambos os métodos, sendo maior quando se utilizava a SRD.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta neste estudo foi verificar a viabilidade da utilização da subtração radiográfica digital pelo programa Regeemy – Image Registration and Mosaicking v.0.2.43-RCB (*DPI-INPE, São José dos Campos, SP, Brazil*) em radiografias periapicais digitalizadas e obtidas sem utilização de padronização durante as exposições por meio de registro *a posteriori*.

4 MATERIAL E MÉTODO

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo seres humanos sob o protocolo nº 040/2009 – PH/CEP. Nele foram utilizadas 280 radiografias periapicais convencionais sem padronização, obtidas de 10 pacientes (das regiões de molares, pré molares, caninos e incisivos, superiores e inferiores, lados direito e esquerdo) realizados em dois tempos distintos, antes e pós tratamento, pertencentes ao arquivo de uma clínica particular de São José dos Campos com a autorização do responsável pelas mesmas.

As radiografias foram digitalizadas no scanner com leitor de transparências *HP Scanjet G 4050 (Hewlett-Packard Development Company. - USA)*, com resolução espacial de 300 *pixels*, e salvas no formato TIFF.

As imagens digitalizadas foram inseridas no programa Regeemy - Image Registration and Mosaicking versão 0.2.43 - RCB (*DPI-INPE São José dos Campos, São Paulo, Brazil & Vision Lab – Electrical and Computer Engineering Department, University of California, Santa Barbara, USA*) que permite registro das imagens *a posteriori* (correção dos erros de projeção geométricos), correção gama (correção de diferenças de brilho e contraste entre duas imagens radiográficas) e subtração radiográfica digital.

Neste trabalho foi realizado o registro *a posteriori* e a subtração radiográfica digital. A seleção dos pontos de controle foi realizada de forma automática e em quantidade múltipla pelo Reggeemy. Esses pontos serviram como coordenadas a partir das quais o programa alinhou o par de imagens e gerou uma terceira imagem de acordo com a projeção geométrica da imagem de referência.

O registro foi feito selecionando pontos de controle na

imagem referência e pontos homólogos na segunda imagem (Yi et al., 2006). Após o registro das imagens foram executadas as subtrações radiográficas. Dessa forma obtivemos imagens subtraídas com execução prévia do registro de imagens *a posteriori*.

Exemplo da utilização do programa Regeemy:

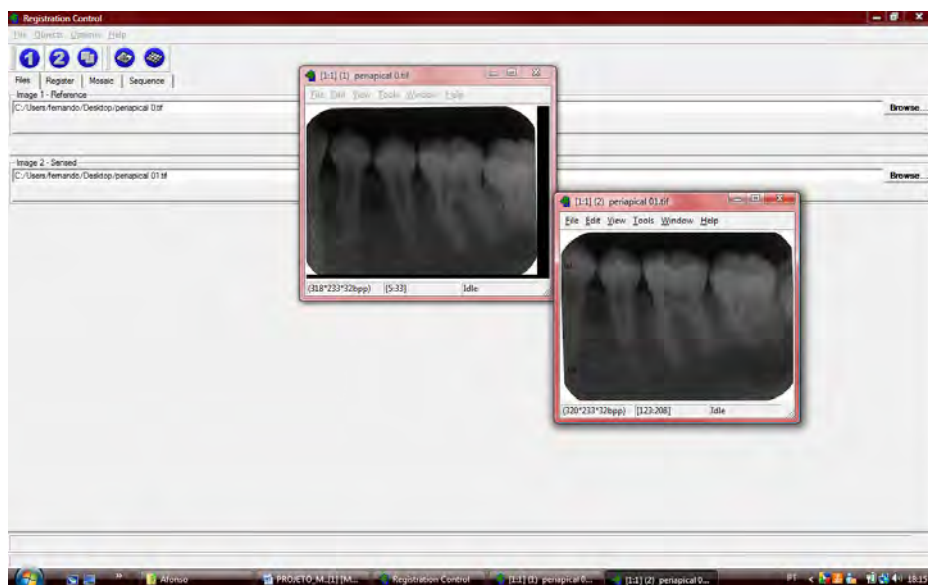


Figura 1 - Para a seleção das imagens - Primeiro deve ser selecionada a tecla *browse* (na seta vermelha), e aparecerá a tela 1(a esquerda), selecionando a tecla *browse* (na seta verde), aparecerá a segunda tela, a segunda radiografia periapical (a direita).

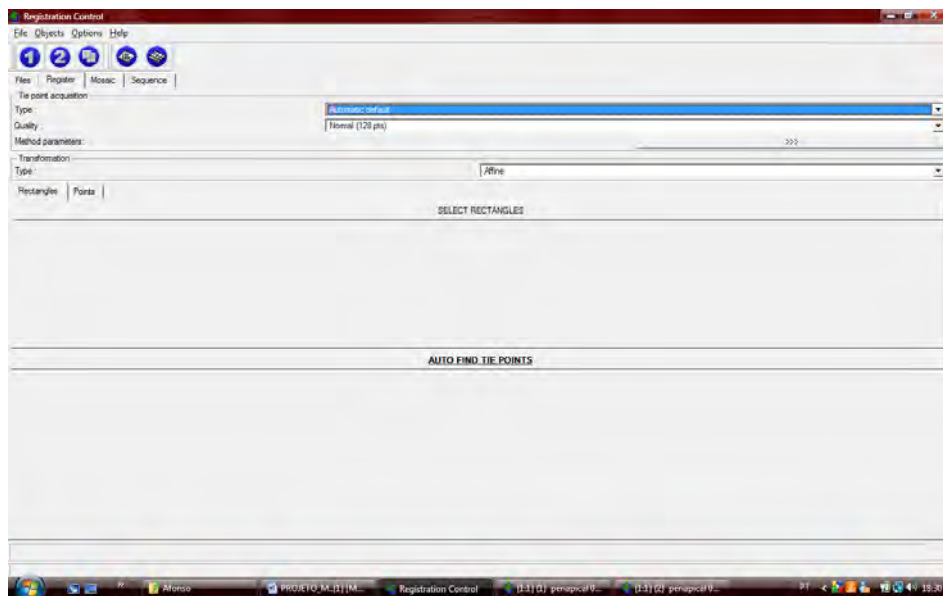


Figura 2 - Para o início da marcação dos pontos - Deve ser selecionado *type como automatic default*

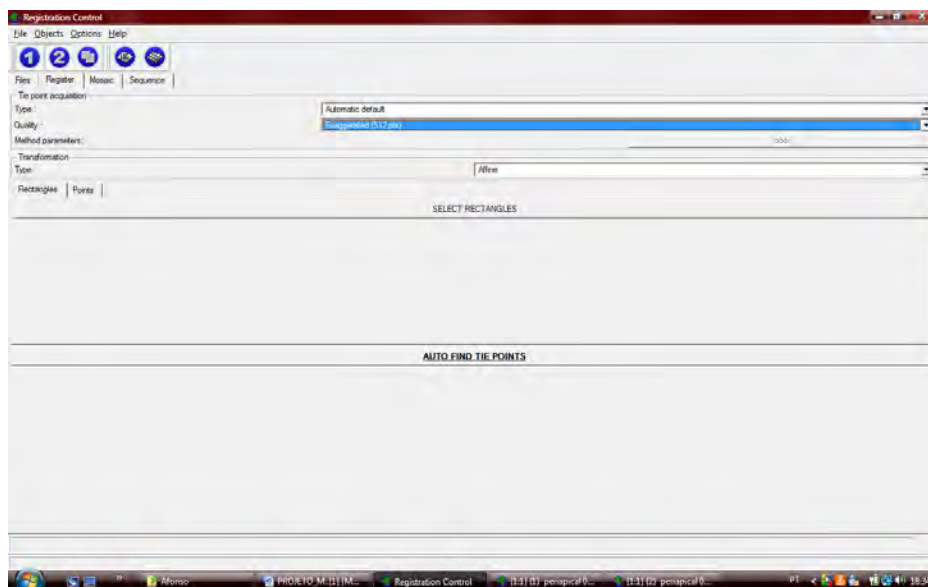


Figura 3 - Para o início da marcação dos pontos - Deve ser selecionado *quality, exaggerated 512 pontos*

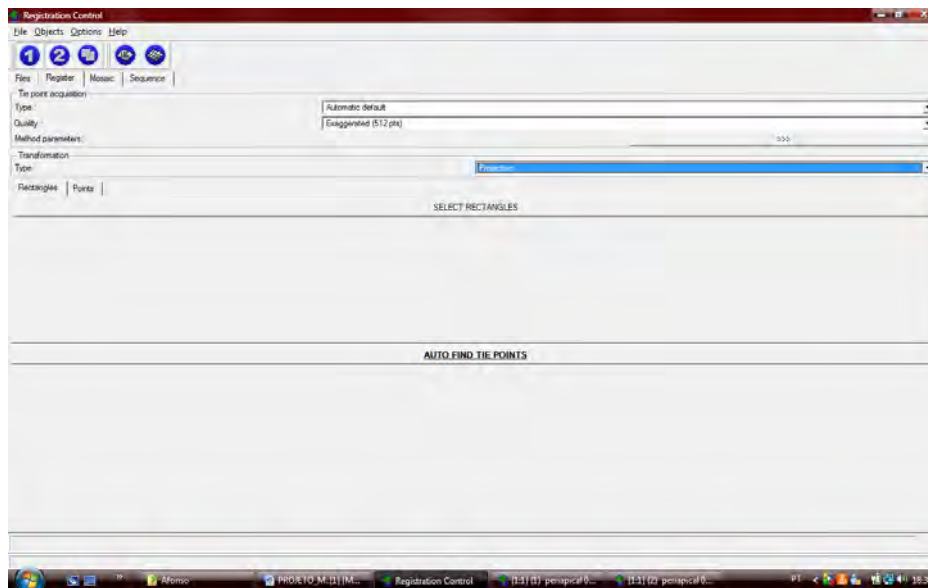


Figura 4 - Para o início da marcação dos pontos - Deve ser selecionado *transformation, projective*

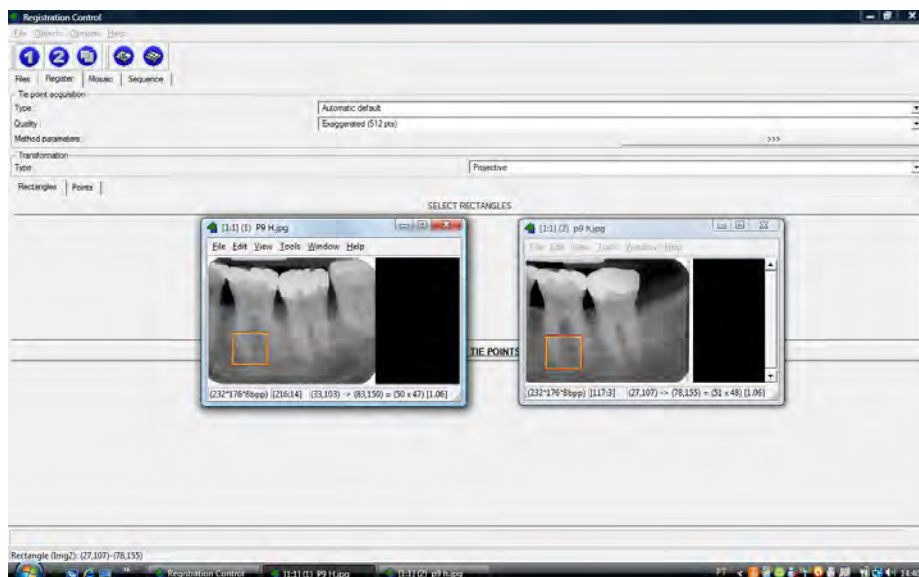


Figura 5 - Para o início da marcação dos pontos - Deve ser selecionado *select rectangles*, a área para a marcação dos pontos na imagem 1, aparecerá semelhante na imagem 2.

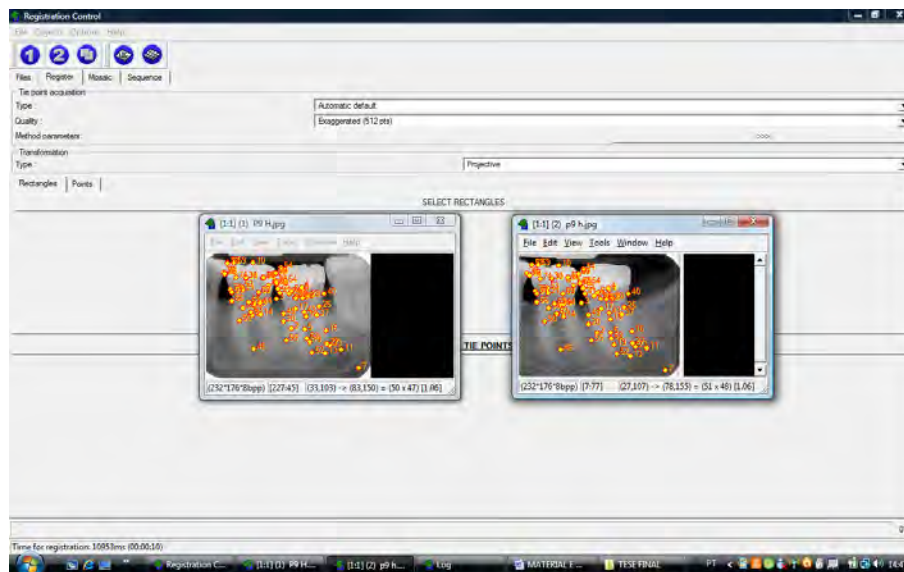


Figura 6 - Marcação dos pontos - Deve selecionar *auto find points*, e aparecerão as marcações dos pontos nas 2 imagens.

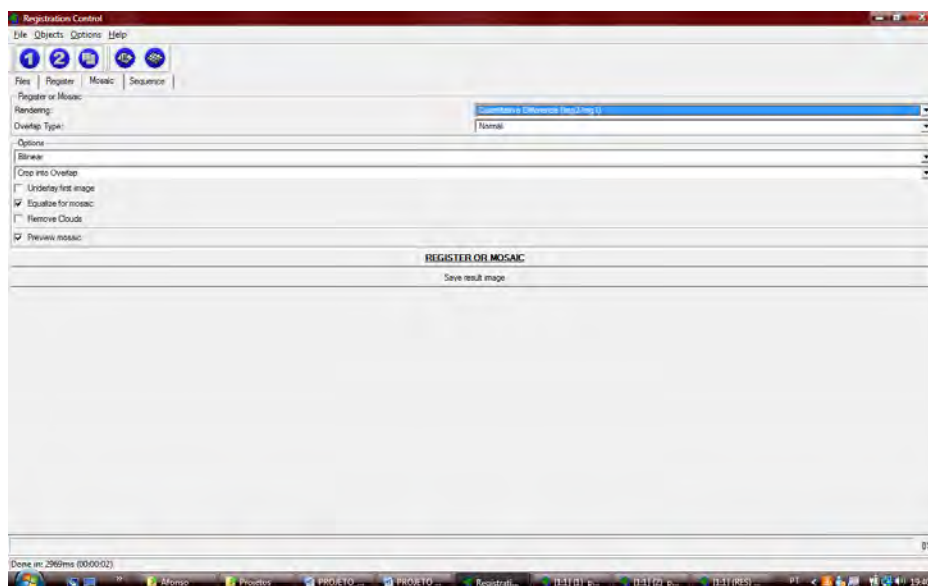


Figura 7 - Após a marcação de um grande número de pontos, deve ser selecionado *mosaic*, e *quantitative difference 1-2*

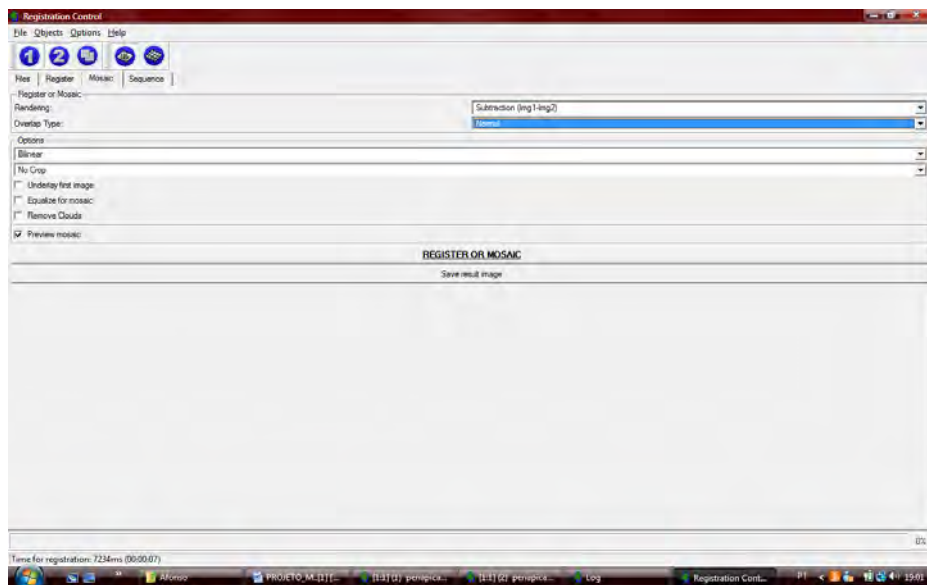


Figura 8 - selezione *Overlap type normal*

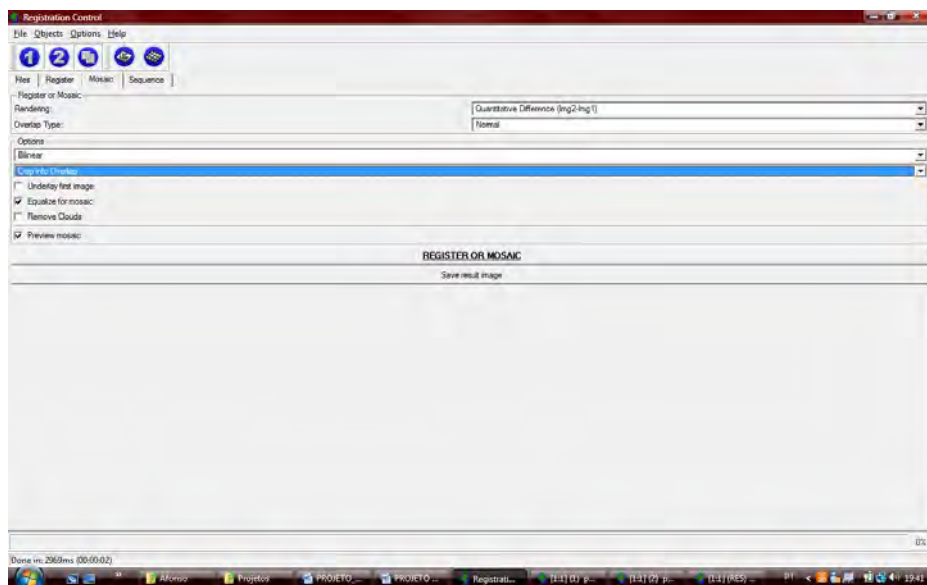


Figura 9 - Seleccionado *Options, bilinear e crop into overlap.*
 Marque *equalize for mosaic, preview mosaic*

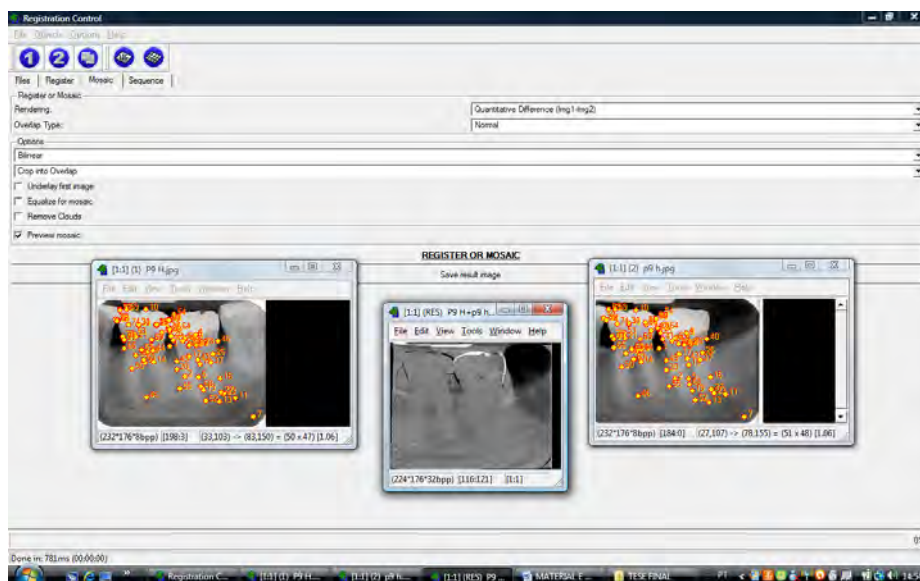


Figura 10 - Depois das seleções anteriores será obtida o registro a *posteriori*.

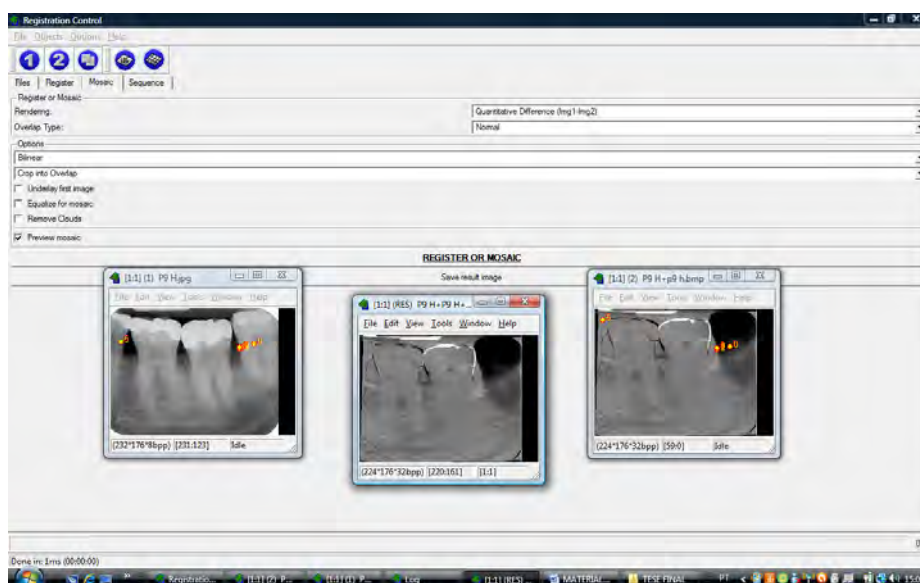


Figura 11 – Após obtenção do registro os passos deverão ser repetidos utilizando-se o registro e a primeira imagem resultando na subtração radiográfica digital.

A qualidade da subtração foi avaliada de maneira objetiva por meio da média e desvio-padrão dos tons de cinza. Para tanto, foi

utilizado o programa Adobe Photoshop 7.0 (Adobe Systems Incorporated, San Jose, Califórnia), em cada imagem subtraída foi selecionada uma região de interesse (ROI) que eliminava a periferia das imagens subtraídas que apresentavam áreas pretas e brancas devido à movimentação paralela da segunda imagem. Essas áreas poderiam afetar significativamente o desvio-padrão dos níveis de cinza. Toda ROI das imagens subtraídas tinha dimensões e posições fixas, pré estabelecidas a partir da região de terço médio da raiz do dente em uma área de tamanho 64X64 *pixels*, e foram obtidas com o uso de guias e coordenadas do eixo x e y (tabela 1), funções estas fornecidas pelo próprio Adobe Photoshop®.

Tabela 1 – Coordenadas dos eixos x e y para a localização da região de interesse (ROI)

	MSD	PMSD	LCSD	ICS	LCSE	PMSE	MSE
Vertical	117	117	30	40	40	40	40
Horizontal	26	26	30	60	30	20	20
	MID	PMID	CID	II	CIE	PMIE	MIE
Vertical	180	180	40	40	40	20	20
Horizontal	130	130	170	170	170	130	130

Primeiramente, foram comparados os resultados por região entre os lados (molar superior direito X molar superior esquerdo; pré-molar superior direito X pré-molar superior esquerdo; canino superior direito X canino superior esquerdo; molar inferior direito X molar inferior esquerdo; pré-molar inferior direito X pré-molar inferior direito; canino inferior direito X canino inferior esquerdo), por meio do teste não-paramétrico de Mann-Whitney U, com intervalo de confiança de 95%, para testar se a hipótese H_0 é verdadeira, ou seja, as médias dos desvios-padrão dos tons de cinza das subtrações de radiografias resultantes de cada lado em cada região não diferem estatisticamente.

Como houve evidências estatísticas para aceitar a hipótese de que não há diferenças entre as médias dos DP entre lados, somente o lado direito será empregado na comparação entre as regiões e na comparação de cada região com o nível básico de ruído estrutural (8,00) (Perona , Wenzel,1996).

Foi comparada também a média do desvio-padrão dos tons de cinza das subtrações de cada região com o valor de desvio-padrão considerado como ruído básico (8,00). Para isso, foi utilizado o teste da Soma das Ordens de Wilcoxon, com intervalo de confiança de 95%, para verificar se a hipótese H_0 , “A média do desvio-padrão dos tons de cinza não é maior do que o ruído básico 8,00”, é verdadeira.

Além disso, a média do desvio-padrão dos tons de cinza das subtrações entre todas as regiões e entre as regiões dos arcos superior e inferior foram comparadas de forma independentes. Para isso, empregou-se o teste de Kruskal-Wallis, com intervalo de confiança de 95%, para verificar se a hipótese H_0 “As médias dos desvios-padrão dos tons de cinza das subtrações de cada região não diferem entre si”.

5 RESULTADOS

Para a análise estatística deste trabalho foram calculados os histogramas de distribuição dos níveis de cinza da área selecionada (ROI), para isso foi utilizado o desvio-padrão.

Foi utilizada a estatística descritiva do desvio-padrão dos tons de cinza para cada região, na Tabela 2 para o arco superior, e na Tabela 3 para o arco inferior.

Foram comparados, por meio do teste não paramétrico de Mann-Whitney U, com intervalo de confiança de 95%, os resultados por região entre os lados para avaliar se havia diferença estatisticamente significativa entre elas, ou seja, foi testada se a hipótese H_0 era verdadeira (as médias dos desvios padrão dos tons de cinza das subtrações de radiografias resultantes de cada lado em cada região não diferem estatisticamente).

Tabela 2 - Estatística descritiva para os valores do desvio-padrão dos tons de cinza por região, no arco superior

	MSD	PMSD	LCSD	IS	LCSE	PMSE	MSE
N	10	10	10	10	10	10	10
Mínimo	7,530	7,130	7,110	9,260	8,090	5,310	6,720
Média	14,848	12,283	13,053	14,313	17,079	9,459	10,758
Mediana	13,675	12,895	13,605	13,565	13,080	9,905	10,225
DP	6,725	3,189	3,176	3,891	9,796	2,148	3,368
Máximo	32,360	16,120	16,820	20,150	40,070	12,700	17,030
Erro padrão da média	2,127	1,009	1,004	1,231	3,098	0,679	1,065

Tabela 3 - Estatística descritiva para os valores do desvio-padrão dos tons de cinza por região, no arco inferior

	MID	PMID	LCID	II	LCIE	PMIE	MIE
n	10	10	10	10	10	10	10
Mínimo	9,630	6,200	7,080	5,570	7,170	6,840	7,340
Média	15,448	12,769	10,919	11,108	10,573	12,112	16,261
Mediana	13,780	10,360	9,520	9,200	9,295	11,665	12,805
DP	4,946	6,835	4,493	5,356	3,033	4,254	9,908
Máximo	24,580	25,170	21,540	23,340	16,660	20,030	40,610
Erro padrão da média	1,564	2,162	1,421	1,694	0,959	1,345	3,133

As Figuras 12 e 13 representam as médias e os desvios-padrão dos desvios-padrão dos tons de cinza das subtrações, por região, no arco superior e inferior respectivamente.

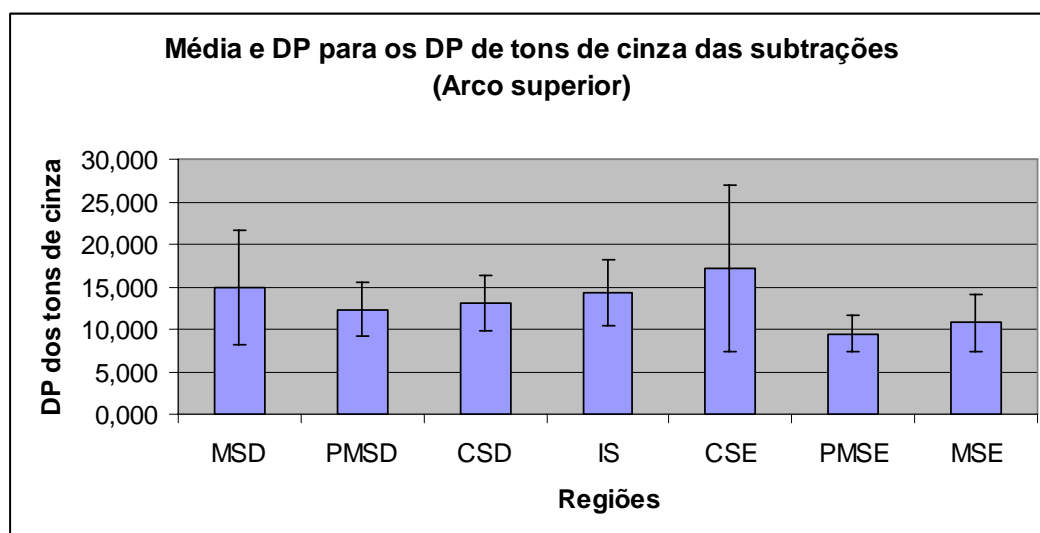


Figura 12 – Gráfico de barras contendo média e desvio-padrão dos desvios-padrão dos tons de cinza das subtrações, por região, no arco superior.

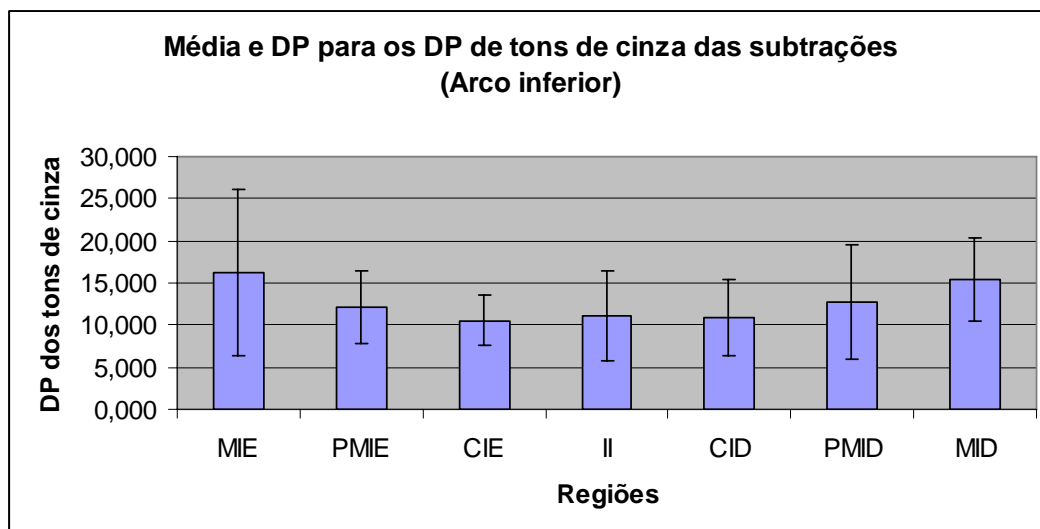


Figura 13 – Gráfico de barras contendo média e desvio-padrão dos desvios-padrão dos tons de cinza das subtrações, por região, no arco inferior.

Comparamos também a média do desvio padrão dos tons de cinza das subtrações entre todas as regiões e também entre as regiões separando-se arco superior e arco inferior. Para isso, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, com intervalo de confiança de 95%, para verificar se a hipótese H_0 (As médias dos desvios-padrão dos tons de cinza das subtrações de cada região não diferem entre si).

A Tabela 4 apresenta os p -valores para as comparações das médias dos desvios-padrão dos tons de cinza das subtrações entre os lados, por região.

Tabela 4 – p -valores para as comparações das médias dos desvios-padrão dos tons de cinza das subtrações entre os lados, por região

	Molar (D x E)	Pré-molar (D x E)	Canino (D x E)
Superior - p -valor _(X_{ld}=X_{le})	0,123	0,052	0,684
Inferior - p -valor _(X_{ld}=X_{le})	0,579	0,796	0,796
Intervalo de confiança: 95%			

A Tabela 5 apresenta os p -valores para as comparações das médias dos desvios-padrão dos tons de cinza das subtrações entre as todas as regiões, e entre as regiões por arco.

Tabela 5 – p -valores para as comparações das médias dos desvios-padrão dos tons de cinza das subtrações entre todas as regiões e entre as regiões, por arco

	Arco superior	Arco inferior	Todas
$p\text{-valor}_{(dif=0)}$	0,758	0,117	0,157
Intervalo de confiança: 95%			

Observamos, por meio dos p -valores, que não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias dos DP entre os lados, portanto, somente o lado direito foi empregado na comparação entre as regiões e na comparação de cada região com o nível básico de ruído estrutural (8,00).

Para ratificar a afirmação acima e verificar se a hipótese H_0 era verdadeira (as médias dos desvios-padrão dos tons de cinza das subtrações de cada região não diferem entre si), foi utilizado o teste da soma das ordens de Wilcoxon, com intervalo de confiança de 95%.

A Tabela 6 apresenta os p -valores para as comparações das médias dos desvios-padrão dos tons de cinza das subtrações com o valor de desvio-padrão de tons de cinza considerado ruído básico, por região. Portanto, neste trabalho, o objetivo foi avaliar se o valor da média dos DP de tons de cinza de cada região era estatisticamente maior que 8,00.

Tabela 6 – p -valores para as comparações das médias dos desvios-padrão dos tons de cinza das subtrações com desvio-padrão do ruído básico

	Molar D	Pré-molar D	Canino D	Incisivos
Superior - p -valor _($X < 8,00$)	0,002	0,014	0,030	0,001
Inferior - p -valor _($X < 8,00$)	0,001	0,014	0,020	0,001
Intervalo de confiança: 95%				

Com esses valores apresentados na tabela acima, ($p < 0,05$), podemos afirmar que todas as regiões avaliadas apresentam ruído estrutural maior que do que o ruído básico aceito (8,0).

6 DISCUSSÃO

As radiografias convencionais contêm mais informações do que o olho humano consegue observar e estruturas anatômicas sobrepostas podem dispersar a visão de um examinador, dificultando a detecção de processos patológicos em desenvolvimento (Ellwood et al., 1997).

Estudos têm sido feitos para o desenvolvimento de novas técnicas que auxiliem na detecção de lesões e processos patológicos em fase inicial. A SRD é um desses métodos, eficaz e que confere informações adicionais para auxiliar em um diagnóstico (Byrd et al., 1998; Rudolph et al., 1987; Benn, 1990; Wenzel, 2002; Bittar-Cortez, 2005).

Constitui-se de uma técnica em que elimina-se estruturas constantes de duas imagens iguais 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 (Reddy, Jeffcoat, 1993; Cury et al., 2005; Pasin, 2006), no diagnóstico de lesões periapicais e reabsorção radicular externa (Kravitz et al., 1992), no diagnóstico de lesões de cárie incipientes (Gröndahl et al., 1982; Maggio et al., 1990; Ferreira, 2004; Dotto et al., 2005) e na avaliação de mudança óssea ao redor de implantes dentários (Jeffcoat et al., 1992; Bittar-Cortez, 2005).

Uma das principais limitações da técnica de SRD é a padronização da geometria de projeção para obtenção das imagens radiográficas, esse fator limitante é consenso entre autores (Härdstedt; Welander, 1975; Benn, 1990; Byrd et al., 1998; Lehmann et al., 1998; Heo et al., 2001; Lee et al., 2004). Esses autores afirmam ainda que, a 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., 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., 1994; Mol, Dunn, 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 constituem-se em obstáculo para o alinhamento de duas imagens e, conseqüentemente, para a aplicação clínica da SRD (Heo et al., 2001; Mol, Dunn, 2003); Zacharaki et al., 2004).

Neste trabalho objetivo é verificar a aplicabilidade clínica da técnica de SRD, neste estudo foi avaliado se o programa Regeemy corrige discrepâncias na geometria de projeção de imagens radiográficas sem padronização. Vários estudos foram feitos para confirmar a eficiência e aplicabilidade da técnica de SRD.

Ono (2008), que utilizou o programa Regeemy para corrigir variações angulares de 0°, 10° e 20°, para avaliar reabsorção radicular *in vitro*. O autor constatou que a utilização do programa foi capaz de corrigir os erros de projeções geométricas entre duas imagens obtidas em tempos diferentes, exceto quando as variações angulares empregada eram 20° como ângulo vertical e 0° como ângulo horizontal. Concluiu que a técnica de SRD é eficiente para detectar perdas minerais incipientes.

Mesmo com resultados de ruídos estruturais altos, encontrados neste estudo e sabendo que esse fator limita a interpretação

adequada de uma imagem radiográfica, ficamos de acordo com Ono (2008), quando a mesma afirma que a técnica de SRD é eficaz. Essa afirmativa se deve ao fato de que, mesmo sabendo da necessidade de padronização da geometria de exposição dos feixes de raios de X, optou-se por utilizar a técnica em imagens radiográficas sem padronização.

Os resultados encontrados em nosso estudo foram satisfatórios, pois era esperado encontrar ruídos estruturais com valores de desvio padrão (DP) muito acima do considerado como ruído básico (8,00), em todas as regiões.

Em estudos clínicos de regeneração periodontal, é esperado que imagens subtraídas de regiões controle apresentem desvio-padrão de aproximadamente 8,00, que define o ruído básico na subtração radiográfica (Perona , Wenzel, 1996).

Acredita-se que isso pode ser explicado pelos relatos de Lee et al. (2004), Huh et al. (2005) e Soares (2008), quando o mesmo afirma que as regiões anatômicas podem interferir na qualidade da subtração, mesmo quando se emprega a padronização da geometria de projeção. Isso ocorre devido ao formato do arco dentário. Neste estudo, os melhores resultados com os valores de DP mais próximo do básico (8,00) foram encontrados na região de molares. Acredita-se que seja pela maior facilidade de emprego da técnica radiográfica periapical nessa região, sendo possível obter uma radiografia final com geometria de projeção próxima da inicial.

Outro fator que pode ter ajudado a obter subtrações de qualidade é o fator programa, ainda que esse não faça a correção ideal da geometria de projeção, mesmo assim estudos realizados por Ono (2008), Soares (2008) e Dotto (2005) confirmam a eficácia do programa Regeemy em corrigir a geometria de projeção da imagem final.

Concordamos com os autores quando os mesmos afirmam que há necessidade de novos estudos para que a técnica de SRD evolua e sejam descobertos algoritmos capazes de fazer registro a

posteriori de forma ideal, o que não foi encontrado em nenhum dos trabalhos realizados e confirmados em nossos estudos, por meio dos valores dos DP dos tons de cinza.

Neste trabalho foi utilizado como parâmetro estatístico os desvios-padrão dos tons de cinza, assim como Rudolph et al. (1987), Lee et al.(2004), Ono (2008) e Soares (2008). Acredita-se 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, entende-se 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 DP dos níveis de cinza, é observado na Tabela 2, 3 e 4 que não houve diferença estatisticamente significativa entre as regiões e arcos dentários observados. Na tabela 5 foi observado que não houve diferença estatisticamente significativa entre as medias dos DP entre os lados, portanto utilizou-se somente o lado direito na comparação entre as regiões e na comparação de cada região com o nível básico de ruído estrutural (8,00) essa escolha foi aleatória.

A Tabela 6 apresenta os *p*-valores para as comparações das médias dos desvios-padrão dos tons de cinza das subtrações com o valor de desvio-padrão de tons de cinza considerado ruído básico, por região. Portanto,o objetivo deste trabalho foi avaliar se o valor da média dos DP de tons de cinza de cada região era estatisticamente maior que 8,00. Os resultados foram positivos, todos os valores foram estatisticamente significantes para todas as regiões, ou seja, todas as regiões apresentaram ruído estrutural maior que do que o ruído básico aceito como ideal (8,00). Portanto, o programa não teve desempenho

satisfatório para correção da geometria de projeção das imagens.

7 CONCLUSÃO

Apesar da media do Desvio Padrão ter sido encontrada maior que o ruído considerado básico (8,00), a metodologia do presente estudo não permite concluir que a subtração utilizando-se o programa Regeemy – Image Registration and Mosaicking v.0.2.43-RCB (*DPI-INPE, São José dos Campos, SP, Brazil*) é inviável quando realizada sem padronização.

8 REFERÊNCIAS*

Bender IB, Seltzer S. Roentgenographic and direct observation of experimental lesions in bone: II. J Am Dent Assoc. 1961;62(1):152-60.

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.

Bittar Cortez JA. Aplicação do recurso de subtração radiográfica digital na avaliação da região perimplantar [dissertação]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas; 2005.

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.

Christgau M, Wenzel A, Hiller KA, Schmalz G. Quantitative digital subtraction radiography for assessment of density changes following periodontal guided tissue regeneration. Dentomaxillofac Radiol., 1996;25(1):25-33

Christgau M, Hiller KA, Schmalz G, Kolbeck C, Wenzel A. Quantitative digital subtraction radiography for the determination of small changes in bone thickness: an in vitro study. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Radiol. Endod., 1998;85(4):462-72

* Baseado em:

International Comité of Medical Journal Editors. Bibliographic Services Division. Uniform Requirements for manuscript submitted to biomedical journals: simple referentes [homepage na Internet]. Bethesda: US National Library; c2003 [disponibilidade em 2006 fev; citado em 20 mar.] Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

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 em: 10 dezembro 2002.

Cury PR, Taba Júnior M, Mantesso A, Bonecker M, Araújo NS. Detecção de alterações ósseas utilizando um programa de subtração radiográfica: estudo in vitro. Rev Pós Grad. 2005;12(2):242-7

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.

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): UNESP - Univ.Estadual Paulista; 2005.

Ellwood RP, Davies RM, Worthington HV. Evaluation of a dental subtraction radiography system. J Periodontol Res. 1997;32:241-8.

Ferreira RI. Avaliação comparativa das imagens por subtração obtidas por filme radiográfico e sistemas digitais, no diagnostico de lesões de carie em esmalte [dissertação]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas; 2004.

Filder A, Likar B, Pernus F, Skaleric U. Influence of developer exhaustion on accuracy of quantitative digital subtraction radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2000;90(2):233-9.

Fourmouis I, Brägger U, Bürgin W, Tonetti M, Lang NP. Digital image processing. I.Evaluation of gray level correction methods *in vitro*. Clin Oral Impl Res. 1994;(5):37-47.

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;53:219-223.

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

Guner P, Gogus S, Tugsel Z, Boyacioglu H. Efficacy of a new software in eliminating the angulation errors in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007 Dec.;36(8):484-9.

Härdstedt C, Welander U. Photographic subtraction. I. Theory of the subtraction image. *Acta Radiol Diagn* 1975;16(6):559-64.

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.

Huh KH, Lee SS, Jeon IS, Yi WJ, Heo MS, Choi SC. Quantitative analysis of errors in alveolar crest level caused by discrepant projection geometry in digital subtraction radiography : an in vivo study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005 Dec.; 100(6):750-5

Jassen PTM, Helderma WHVP, Aken JV. The detection of *in vitro* produced periodontal bone lesions by conventional radiography and photographic subtraction radiography using observers and quantitative digital subtraction radiography. *J Clin Periodontol.* 1989;16(6):335-41.

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):22-27.

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

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.

Lehmann TM, Gröndahl K, Gröndahl HG, Schimitt W, Spitzer K. Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of *in vivo* radiographs. *Dentomaxillofac Radiol*. 1998;27:140-50.

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.

Mikrogeorgis G, Lyroutdia K, Molyvdas I, Nikolaidis N, Pitas I. Digital radiograph registration and subtraction: a usefull tool for the evaluation of the progress of chronic apical periodontitis. *J Endod* 2004;30(7):513-7

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.

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, UNESP - Univ. Estadual Paulista ; 2008.

Ortman LF, McHenry K, Hausmann E. Relationship between alveolar bone measured by absorptometry with analysis of standardized radiographs: 2. Bjorn technique. *J Periodontol*. 1981;53(5):311-4

Pasin IM Análise por subtração radiográfica digital linear do tratamento de defeitos infra-ósseos humanos de 2 ou 3paredes por meio de retalho de espessura total repostado associado ou não à proteína derivada da matriz do esmalte [tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, 2008.

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.

Reddy MS, Jeffcoat MK. Digital subtraction radiography. *Advances in dental imaging*. 1993;37(4):553-65.

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

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

Soares, M.G. 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, UNESP – Univ. Estadual Paulista ; 2008.

Tyndall DA, Kapa SF, Bagnell CP. Digital subtraction radiography for detecting cortical and cancellous bone changes in the periapical region. *J Endod.* 1990;16(4):173-8.

Webber RL, Rüttimann UU, Gröndahl HG. X-ray image subtraction as a basis for assessment of periodontal changes. *J. perio. Res.* 1982 Sep;17(5):509-11.

Wenzel A. Two decades of computerized information technologies in dental radiography. *J. Dent. Res.*, 2002; 81(9):590-3.

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.

Yoon DC. A new method for the automated alignment of dental radiographs for digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000;29(1):11-9.

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 – Certificado do comitê de ética em pesquisa

unesp  **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
Av. Eng. Francisco José Longo, 777 – M. São Diniz
CEP 12201-970 – F. (12) 3947-9028
Fax (12) 3947-9010 / janete@focj.unesp.br



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

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **040/2009-PH/CEP**, sobre **“Estudo da viabilidade do emprego da técnica de subtração radiográfica digital em radiografias periapicais com registro a posteriori”**, sob a responsabilidade de **AFONSO CELSO SOUZA DE ASSIS**, 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, 17 de junho de 2009.


Profa. Adjunto JANETE DIAS ALMEIDA
Coordenadora

Assis ACS. *Study the viability of using the technique of digital subtraction radiographic periapical radiographs with the subsequent record [dissertation]*. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – Univ. Estadual Paulista; 2010.

ABSTRACT

The digital subtraction has been widely used in dentistry. The addition of computer and its algorithms for equalization of contrast and geometric correction also made possible the application of radiographic digital subtraction (SRD) using intraoral radiographs. This study assessed the feasibility of using X-ray digital subtraction of the program Regeemy - Image Registration and mosaicking v.0.2.43-RCB (DPI-INPE, Sao Jose dos Campos, SP, Brazil) in periapical radiographs digitized and obtained without the use of standardized rigid during the exposures by registering the event. The selection of control points were performed automatically and in quantity by multiple Reggemy. These points were used as coordinates from which the program aligned the image pair and a third image generated according to the geometrical projection of the reference image. Using Adobe Photoshop ©, we selected the ROI of the images using guides and coordinates. After applying the statistical tests we can conclude that the methodology of this study does not suggest that the subtraction using the program Regeemy is feasible when performed without standardization. It is suggested further studies to evaluate the impact of subtraction radiography with no standardization in clinical diagnosis.

Keywords: Subtraction technique. Radiography, dental .Radiographic image interpretation, computer-assisted.