



Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e  
Clínica Integrada

ISSN: 1519-0501

apesb@terra.com.br

Universidade Federal da Paraíba  
Brasil

Mitsunari TAKESHITA, Wilton; Vessoni IWAKI, Lilian Cristina; IWAKI FILHO, Liogi; Chicarelli da  
SILVA, Mariliani; Ragusa da SILVA, Paula Verona  
Comparação de Diferentes Métodos de Registro (A Priorie A Posteriori) na Subtração Radiográfica  
Digital (SRD) para Avaliação da Produção de Ruídos Estruturais  
Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada, vol. 13, núm. 2, abril-junio, 2013, pp. 197-  
203  
Universidade Federal da Paraíba  
Paraíba, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=63730017010>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica  
Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal  
Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

# Comparação de Diferentes Métodos de Registro (*A Priori* e *A Posteriori*) na Subtração Radiográfica Digital (SRD) para Avaliação da Produção de Ruídos Estruturais

Comparison of Different Recording Methods (*A priori* and *A posteriori*) in the Digital Radiographic Subtraction (DRS) to Evaluate the Production of Structural Noise

Wilton Mitsunari TAKESHITA<sup>1</sup>, Lilian Cristina Vessoni IWAKI<sup>2</sup>, Liogi IWAKI FILHO<sup>2</sup>,  
Mariliani Chicarelli da SILVA<sup>2</sup>, Paula Verona Ragusa da SILVA<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Professor do Departamento de Odontologia da Universidade Federal de Sergipe (UFSE), Aracaju/SE, Brasil.

<sup>2</sup>Professor do Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de Maringá (UEM), Maringá/PR, Brasil

<sup>3</sup>Residente do Programa de Residência Multiprofissional em Oncologia A. C. Camargo Cancer Center, São Paulo/SP, Brasil.

## RESUMO

**Objetivo:** A Subtração Radiográfica Digital (SRD) é uma técnica utilizada para comparar duas radiografias de um mesmo objeto, realizadas em diferentes momentos, para demonstrar a existência de diferenças entre elas. Contudo, a reprodutibilidade da geometria de relação entre objeto, filme e fonte de raios X é indispensável para evitar a formação de ruídos estruturais. O objetivo deste trabalho foi comparar a aplicação de diferentes métodos de registros (*a priori* e *a posteriori*), em diferentes tempos de exposição (0,2 e 0,4 segundos), na produção de ruído estrutural em imagens subtraídas.

**Método:** dez mandíbulas foram radiografadas em duas situações: com uso de posicionadores convencionais sem registro e com registro *a priori*, sendo que ambos os métodos foram reproduzidos após 15 dias. O registro *a posteriori* foi realizado por meio do programa Regeemy<sup>®</sup> 0.2.43, e a subtração no programa Image Tool<sup>®</sup> 3.0. O ruído estrutural foi quantificado pelo programa Adobe Photoshop<sup>®</sup> 7.0, que fornece valores de desvio padrão dos níveis de cinza na região de interesse (ROI). Esses valores foram submetidos à análise estatística ANOVA e teste Tukey a 5% de significância.

**Resultados:** no tempo de exposição 0,4 s, os grupos obtiveram valores menores de desvio padrão em relação ao tempo de 0,2 s. Os grupos com registro *a posteriori* e *a priori* associados tiveram os menores valores de desvio padrão, seguidos pelos grupos com registro *a posteriori*.

**Conclusão:** nas condições estudadas, o tempo de 0,4 s foi o mais adequado e a utilização do registro *a posteriori* foi essencial na formação de imagens subtraídas com baixo ruído estrutural.

## ABSTRACT

**Objective:** The Digital Radiographic Subtraction (DRS) is a technique used for comparing two radiographs of the same subject taken at different moments to demonstrate the differences between them. However, reproducibility of the geometry of relation among object, film and x-ray source is mandatory to avoid structural noise formation. The aim of this study was to compare the application of different recording methods (*a priori* and *a posteriori*) at different exposure times (0.2 and 0.4 s) on the production of structural noises in subtracted images.

**Method:** Radiographs of 10 mandibles were taken using conventional film holders without and with *a priori* record, and then both methods were reproduced 15 days later. The *a posteriori* record was made using the Regeemy<sup>®</sup> 0.2.43 software and the subtraction was performed with Image Tool<sup>®</sup> 3.0.

**Results:** with the 0.4 s exposure time, the groups presented lower standard deviation values compared with the 0.2 s exposure. The groups with *a posteriori* and *a priori* records had the lowest standard deviation values, followed by the groups with *a posteriori* record.

**Conclusion:** Under the tested conditions, the 0.4 s exposure time was more appropriate and the use of *a posteriori* record was essential to obtain subtracted images with low structural noise.

## DESCRITORES

Radiografia Dentária; Técnica de Subtração; Diagnóstico por Imagem; Diagnóstico Precoce.

## KEY-WORDS

Radiography Dental; Subtraction Technique; Diagnostic Imaging; Early Diagnosis.

## INTRODUÇÃO

A detecção de alterações no conteúdo mineral dos tecidos dentários e ósseo é importante, pois possibilita ao Cirurgião-dentista a aplicação de medidas preventivas ou corretivas. Por meio da visualização de radiografias convencionais, defeitos no dente ou ósseo somente podem ser diagnosticados quando grande quantidade de tecido já foi destruída – perdas minerais de 30% a 60%<sup>1,2</sup>. Além disso, mesmo que possam ser visualizadas perdas de 30% no conteúdo, a progressão desta é de difícil interpretação quando observada por comparação visual de radiografias convencionais. Isso ocorre devido à sobreposição de estruturas nas imagens radiográficas, às distorções geométricas de densidade e contraste entre as radiografias a serem comparadas e à capacidade de percepção visual humana limitada.

A Subtração Radiográfica Digital (SRD) é uma técnica que se aplica à resolução dessa limitação. Por meio de radiografias subsequentes, a SRD é útil para diagnosticar mudanças sutis na densidade radiográfica<sup>3</sup>. Já ficou comprovado que esta técnica pode mostrar alterações na densidade mineral na ordem de 5%, muito abaixo dos 30-60% necessários para visualização na radiografia. As imagens subtraídas são adequadas para adquirir informações quantitativas como mensurações lineares, de área e de densidade<sup>4</sup>. Além disso, a SRD pode detectar alterações minerais nos tecidos duros mais cedo do que técnicas radiográficas convencionais<sup>5</sup>.

Essa prática foi introduzida na Odontologia nos anos oitenta do século passado<sup>6,7</sup> com o objetivo de comparar duas radiografias padronizadas feitas em diferentes tempos. A técnica reduz o ruído estrutural pela eliminação de aspectos idênticos da imagem em radiografias sequenciais<sup>8</sup>. Como resultado, as mudanças sutis se tornam substancialmente mais evidentes<sup>4</sup>. 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<sup>9-11</sup>.

Contudo, há um componente crítico no sistema de subtração radiográfica digital, que é a reprodutibilidade da geometria de relação entre objeto, filme e fonte de raios X, indispensável para a redução da formação de ruído estrutural<sup>12</sup>. Para tanto, é necessário realizar o registro da imagem, ou seja, utilizar-se de algum método que permita determinar uma relação entre o conteúdo de duas imagens, sendo que existem dois métodos de registro: *a priori* e *a posteriori*. O registro *a priori* é utilizado para estabilizar a geometria de projeção no momento da aquisição da radiografia. Registro de imagens *a posteriori* é realizado com padronização da geometria de exposição após a imagem ter sido obtida, por meio de programas de computador<sup>13</sup>.

O presente trabalho de pesquisa apresenta dois programas de livre download, um com finalidade de realizar a correção geométrica das imagens e outro para

realizar a SRD, com o propósito de tornar viável a aplicação desta técnica de diagnóstico no dia-a-dia clínico dos profissionais de saúde, objetivando comparar a aplicação de diferentes métodos de registros, *a priori* e *a posteriori*, na SRD com o intuito de avaliar a produção de ruído estrutural em região anterior de mandíbulas humanas maceradas, em diferentes tempos de exposição aos raios X.

## METODOLOGIA

A pesquisa foi realizada utilizando-se de uma amostra constituída de dez mandíbulas humanas maceradas, pertencentes ao Departamento de Odontologia (DOD) da Universidade Estadual de Maringá (UEM). Para tanto, o projeto foi aprovado pelo Comitê Permanente de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da UEM, sendo apreciado em Parecer nº 743/2010.

As mandíbulas foram radiografadas na região dos processos alveolares anteriores. Foi utilizado um sensor CMOS (Complementary Metal-Oxide-Semiconductor) do sistema de radiografia digital direto Kodak®, modelo RVG 6100 (Carestream Health, Nova York, EUA) e aparelho de raios X DabiAtlante®, modelo Spectro 70X eletrônico (DabiAtlante, Ribeirão Preto, Brasil), operando a 70 kVp, 8 mA, com distância fonte-sensor de 40 cm, angulação vertical e horizontal em 0°, em dois tempos de exposição de 0.2 e 0.4 segundos. Em todas as radiografias foi utilizado posicionador para técnica radiográfica do paralelismo, desenvolvido para adaptação do sensor. Um único examinador realizou todos os exames radiográficos.

Na primeira ocasião, as mandíbulas foram radiografadas sem nenhum método de registro (Grupo 1). Posteriormente, as imagens radiográficas foram obtidas com registro *a priori* (Grupo 2), por meio de moldagem, com silicona de condensação, dos processos alveolares anteriores com o posicionador, acoplando-se o conjunto mandíbula/molde/posicionador ao sensor CMOS. Após 15 dias, foram repetidas as radiografias, seguindo-se os mesmos padrões das técnicas radiográficas anteriores, utilizando-se para o Grupo 2 os mesmos moldes obtidos anteriormente. Esse tempo foi dado a fim de desmemorar o examinador, simulando as condições enfrentadas na clínica odontológica. Dessa forma, a reprodutibilidade geométrica entre sensor/posicionador, objeto e fonte de raios X foi dada pela habilidade do mesmo.

Com isso, foram obtidos quatro grupos de imagens radiográficas:

Grupo 1 – imagens iniciais sem registro;

Grupo 2 – imagens iniciais com registro *a priori*;

Grupo 3 – imagens sem registro após 15 dias;

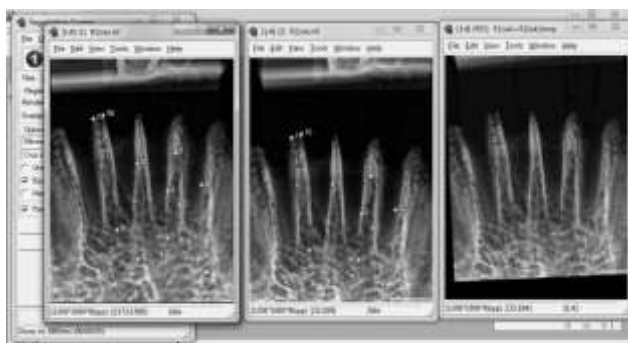
Grupo 4 – imagens com registro *a priori* após 15 dias.

As imagens foram arquivadas no formato TIFF – Tagged Image File Format. Posteriormente, as dos grupos 3 e 4 foram submetidas a registro *a posteriori*, por meio

do programa Regeemy® – Image Registration and Mosaicking – Versão 0.2.43 RCB (DPI-INPE São José dos Campos, São Paulo, Brasil e Vision Lab Electrical and Computer Engineering Department, University of California, Santa Barbara, USA, <http://regima.dpi.inpe.br/download.html>). O Regeemy corrige erros de projeção geométricos e de diferenças de contraste entre duas radiografias, fazendo seleção automática e em quantidade múltipla dos pontos controle nas imagens<sup>14</sup>.

#### **Registro *a posteriori* por meio do programa Regeemy**

As imagens foram importadas ao programa Regeemy® selecionando-se para Imagem 1 (referência) sempre as iniciais (Grupos 1 e 2), e para Imagem 2 as equivalentes realizadas 15 dias mais tarde (Grupos 3 e 4). Foram escolhidas áreas semelhantes em ambas as imagens de forma automática. Colheu-se a quantidade máxima possível de pontos controles e registrou-se a geometria de projeção da segunda imagem, utilizando a de referência como parâmetro (Figura 1).



**Figura 1.** Registro sendo realizado no programa Regeemy®

A partir deste programa foram criados dois novos grupos:

Grupo 5: imagens sem registro *a priori* e com registro *a posteriori* – imagens do grupo 3 corrigidas pelo programa Regeemy®.

Grupo 6: imagens com registro *a priori* e com registro *a posteriori* – imagens do grupo 4 corrigidas pelo programa Regeemy®.

#### **Subtração Radiográfica Digital por meio do programa Image Tool®**

As imagens foram submetidas à SRD por meio do programa Image Tool® (v. 3.0, University of Texas Health Science Center at San Antonio, UTHSCSA, EUA, <ftp://maxrad6.uthscsa.edu/>). Para proceder à subtração, foram selecionadas as imagens iniciais e depois as finais, obedecendo-se às seguintes seqüências:

- A) Grupo 1 com grupo 3;
- B) Grupo 1 com grupo 5;
- C) Grupo 2 com grupo 4;
- D) Grupo 2 com grupo 6.

De acordo com as seqüências supracitadas, foram obtidos, para cada mandíbula estudada, quatro conjuntos de imagens subtraídas:

A) Imagem sem registro *a priori* e sem registro *a posteriori* (SSSReg);

B) Imagem sem registro *a priori* e com registro *a posteriori* (SSCReg);

C) Imagem com registro *a priori* e sem registro *a posteriori* (CSSReg);

D) Imagem com registro *a priori* e com registro *a posteriori* (CSCReg).

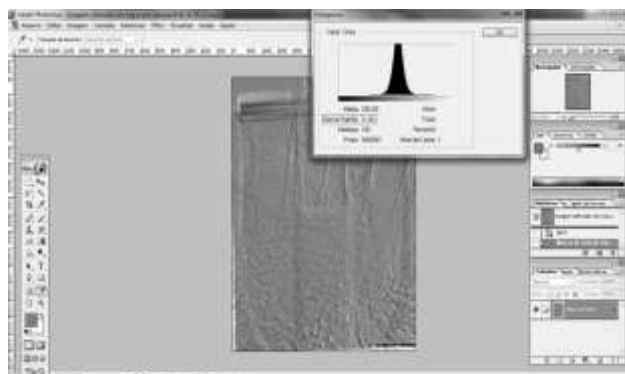
Todas as imagens corrigidas e subtraídas foram arquivadas também em formato TIFF.

#### **Avaliação comparativa da qualidade da SRD por meio do programa Adobe Photoshop®**

Utilizou-se o programa Adobe Photoshop® 7.0 (Adobe Systems Incorporated, San Jose, Califórnia) para avaliação da qualidade das imagens subtraídas em cada combinação de métodos de registro. Mediante esse programa, 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. Em cada conjunto foi selecionada a região de interesse (ROI), descartando-se a periferia das imagens subtraídas.

Todas as ROI das imagens subtraídas tiveram posições e dimensões fixas. As posições foram obtidas com o uso de guias e coordenadas dos eixos x e y, sendo x=300 e y=500. Estas funções são fornecidas pelo próprio Adobe Photoshop® (Figura 2).

O programa fornece os valores de média e do desvio-padrão dos tons de cinza, os quais nos permitiram verificar a qualidade da imagem subtraída e, conseqüentemente, da imagem corrigida pelo Regeemy®, visto que quanto menor for o valor de desvio-padrão, menor é a formação de ruídos estruturais.



**Figura 2.** Avaliação quantitativa da qualidade da imagem subtraída por meio do Adobe Photoshop® 7.0.

Para comparar o ruído das imagens subtraídas (desvio-padrão dos níveis de cinza das imagens) a partir de radiografias registradas por diferentes métodos e combinações entre estes, em diferentes tempos de exposição, foram utilizados o teste ANOVA fator único e teste de Tukey em nível de significância de 5%. Pela aplicação do teste ANOVA determinaram-se as várias amostras padronizadas que diferiram entre si e, pelo teste de Tukey, qual dessas amostras foi diferente.

## **RESULTADOS**

As médias e desvios-padrão obtidos de cada

grupo de imagens subtraídas foram comparados por meio do teste estatístico ANOVA fator único (Tabelas 1 e 2). Devido à existência de diferenças estatisticamente significativas entre as médias, foi utilizado o teste de Tukey com a finalidade de se encontrar quais médias diferiram estatisticamente. Adotou-se o nível de significância de 5%.

**Tabela 1. Teste Tukey HSD para os diferentes grupos de imagens obtidas - Tempo de exposição 0.2 segundos.**

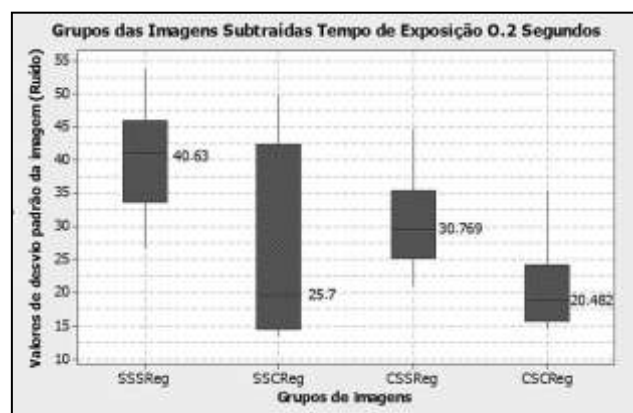
Imagens Subtraídas (0.2 segundos)	Média	Desvio-Padrão	Grupos Homogêneos*
SSSReg	40.6300	8.62866	a
SSCReg	25.7000	13.95847	b
CSSReg	30.7690	6.99233	ab
CSCReg	20.4820	6.30756	b

\*Letras iguais representam grupos sem diferença estatisticamente significativa entre si.

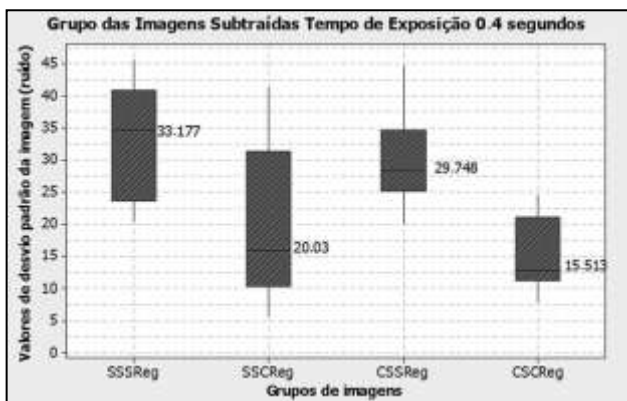
**Tabela 2. Teste Tukey HSD para os diferentes grupos de imagens obtidas - Tempo de exposição 0.4 segundos.**

Imagens Subtraídas (0.4 segundos)	Média	Desvio-Padrão	Grupos Homogêneos*
SSSReg	33.1770	9.02527	a
SSCReg	20.0300	12.57805	bc
CSSReg	29.7480	6.95821	ac
CSCReg	15.5130	5.83568	b

\*Letras iguais representam grupos sem diferença estatisticamente significativa entre si.



**Figura 3. Valores médios do desvio-padrão dos níveis de cinza dos grupos de imagens subtraídas em tempo de exposição de 0.2 segundos.**



**Figura 4. Valores médios do desvio-padrão dos níveis de cinza dos grupos de imagens subtraídas em tempo de exposição de 0.4 segundos.**

A Tabela 1 e Figura 3 mostram que, no tempo de 0,2 segundos, os grupos de imagens com registro *a posteriori* com ou sem registro *a priori* (B e D) apresentam valores de média de desvio-padrão semelhantes, os quais foram os mais baixos entre as amostras, sendo que o grupo com registro *a priori* e *a posteriori* (D) apresentou o menor valor. Nota-se também que o grupo com registro *a priori* (C) apresentou valor de média de desvio-padrão estatisticamente semelhante a todos os outros grupos, e o sem registro algum (A) apresentou o maior valor, diferindo estatisticamente dos grupos B e D, mas assemelhando-se ao C.

Observando-se a Tabela 2 e a Figura 4, nota-se que para o tempo de 0,4 segundos, o grupo com registro *a priori* e *a posteriori* (D) apresentou o menor valor de média de desvio-padrão, sendo estatisticamente semelhante ao com registro *a posteriori* (B). O grupo sem registro (A) apresentou o maior valor de média de desvio-padrão entre os grupos, sendo este semelhante ao com registro *a priori* (C). Observa-se que os grupos com apenas um dos métodos de registros (B e C) obtiveram valores estatisticamente semelhantes de média de desvio-padrão, porém o grupo com registro *a posteriori* (B) apresentou um valor menor.

Analisando-se as Tabelas 1 e 2, concomitantemente, verifica-se que o tempo de exposição de 0,4 segundos permitiu a formação de imagens subtraídas com valores menores de média de desvio-padrão, em todos os grupos de imagens. Observa-se ainda que, para ambos os tempos de exposição, houve um decréscimo nos valores de média de desvio padrão entre os grupos na seguinte ordem: Sem registro (A), registro *a priori* (C), registro *a posteriori* (B) e registro *a priori* e *a posteriori* (D) (Figura 5).

## DISCUSSÃO

Com a intenção de buscar aperfeiçoar a qualidade de imagens radiográficas digitais subtraídas, o objetivo deste trabalho foi comparar o emprego de dois métodos de registro de posição da imagem – *a priori* e *a posteriori* – em diferentes tempos de exposição aos raios X, para avaliar a produção de ruídos estruturais na imagem final de uma SRD. Utilizou-se silicón de condensação como registro *a priori*, e o programa Regeemy® 0.2.43 para efetuar os registros *a posteriori*, sendo os métodos realizados em tempo de exposição de 0,2 segundos e 0,4 segundos.

Os diferentes métodos de registro foram avaliados isoladamente e também combinados. Podem-se notar, neste manuscrito, que os valores de desvio-padrão (ou seja, ruído estrutural da imagem) diminuíram à medida que foram aumentados os valores de tempo de exposição aos raios X. Esses dados estão em desacordo com estudos anteriores<sup>15,16</sup>. Isso pode dever-se ao fato de que esses estudos utilizaram tempos de exposição mais baixos (0,025 s, 0,050 s e 0,1 s), bem como aparelho radiográfico de corrente contínua e sistema de



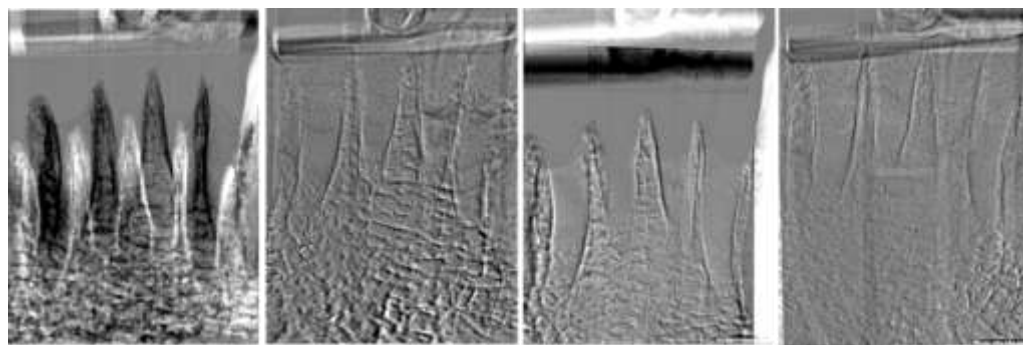


Figura 5. Imagens subtraídas em ordem decrescente de valor de desvio-padrão: Grupo A, Grupo C, Grupo B e Grupo D.

radiografia digital diferentes dos utilizados neste estudo. Quando não foram utilizados métodos de registro além do posicionador, houve uma grande produção de ruídos estruturais; o uso do procedimento de alinhamento manual repetidamente pelo mesmo operador pode produzir diferentes alinhamentos em repetidas tentativas<sup>13</sup>.

Foi utilizada a sílica de condensação como registro *a priori*<sup>17</sup>, que consiste em obter um registro de mordida e adaptá-lo ao posicionador intrabucal, que por sua vez é adaptado ao cilindro localizador. Os resultados aqui apresentados demonstraram que o uso do registro *a priori* isoladamente não permitiu efeito satisfatório<sup>13</sup>. Outros pesquisadores<sup>18,19</sup> relataram ainda que o uso desse método apresenta desvantagens como o consumo de tempo, trabalho e dinheiro. Esses autores relataram ainda 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*.

Avaliando-se o grupo em que foi testado o método *a posteriori* isoladamente, observou-se a produção de imagens com menor ruído estrutural do que quando utilizado apenas o registro *a priori*. Além disso, os resultados para essa amostra foram semelhantes estatisticamente para o grupo com registros *a priori* e *a posteriori* associados, que vão de encontro com o resultado da literatura<sup>16</sup> o qual, utilizando pares de radiografias obtidas somente com uso de posicionador para técnica periapical, realizando o registro *a posteriori* por meio do programa Regeemy®, destacou que a aplicação clínica da SRD deixava de ser limitada. Acredita-se ainda que imagens seriadas possam ser adquiridas na prática sem grande disparidade angular, se um operador experiente realizar as radiografias sem bloco de mordida individual<sup>20</sup> e que erros na imagem subtraída podem ocorrer, entre outros motivos, como resultado do algoritmo de deformação do programa utilizado, ainda que um operador experiente realize o procedimento de subtração<sup>20</sup>.

Vários autores utilizam como método de registro *a posteriori* o programa EMAGO® em seus trabalhos<sup>21-25</sup>, que foi desenvolvido em 1992<sup>26</sup>, pelo qual os usuários selecionam facilmente, de forma manual, quatro pares de pontos de referência nas imagens digitais que são utilizados para ajuste a um modelo de transformação projetiva. No entanto, erros na seleção dos pontos de

referência podem causar resultados de SRD falsos. A precisão na seleção manual dos pontos depende da experiência e habilidade do operador<sup>3</sup>, visto que o registro controlado manualmente falha em objetividade, demanda tempo e paciência<sup>27,28</sup>.

Por estes motivos, preferiu-se utilizar, neste estudo, o programa Regeemy®, de livre *download*, que permite a correção geométrica de imagens por meio de transformações projetivas e marcação automática de múltiplos pontos controle. Além disso, mediante cadastro no DPI-INPE, qualquer pesquisador ou interessado pode utilizar esse programa, sem custos adicionais. A extração automática dos pontos de referência fornece base confiável para deformação de uma radiografia em relação à radiografia de referência<sup>8</sup>. Desse modo, a interação humana é limitada a especificar pontos correspondentes e verificar os resultados gerados automaticamente<sup>27</sup>. A seleção automática dos pontos permite o uso de múltiplas fontes de informação ou múltiplos pontos de referência e levam a resultados mais confiáveis<sup>24</sup>. Além disso, o tempo de execução para o método automático varia, em média, de 15 a 50 segundos<sup>11</sup>.

Em estudos clínicos de regeneração periodontal<sup>29</sup>, espera-se que imagens subtraídas de regiões controle apresentem desvio-padrão de aproximadamente 8.0, que define o ruído básico na SRD. Sendo assim, esses dados entram em confronto com os resultados obtidos neste estudo, visto que o menor valor observado para a média de desvio padrão foi 15,513 (grupo com registro *a priori* e *a posteriori*, tempo de exposição 0,4s). Tal desacordo pode estar relacionado devido ao fato das cristas alveolares apresentarem alto gradiente de níveis de cinza e também produzirem maiores ruídos nas imagens subtraídas<sup>3,20</sup>. Argumenta-se que objetos, com uma dimensão maior na direção do feixe de raios X, resultariam em aumento do ruído na imagem subtraída para qualquer diferença de angulação maior que zero<sup>8</sup>.

Os erros grosseiros na angulação podem não ser corrigíveis, pois pode haver sobreposições de estruturas nas radiografias, muito diferentes da radiografia original<sup>30</sup>. Falta de precisão a tal metodologia pode resultar em velamento da crista óssea alveolar ou incapacidade em identificar os pontos de referência, seja de forma manual, seja da automática, introduzindo erros

na técnica<sup>11</sup>. Esses relatos vão de encontro com os resultados obtidos neste estudo, em que a associação do registro *a priori* ao registro *a posteriori* produziu as melhores imagens, ao passo que, quando não utilizado nenhum método de registro, houve maior desvio-padrão no histograma para as imagens subtraídas.

A SRD pode reduzir a formação de ruído à medida que diferenças grosseiras de projeção entre a primeira e a segunda imagem sejam evitadas, e um bom programa de registro seja utilizado<sup>8</sup>. Isso justifica os resultados aqui descritos, no qual o uso do registro *a posteriori* associado ao registro *a priori* permitiu uma melhor reprodutibilidade geométrica no momento da aquisição das imagens, resultando na formação de imagens subtraídas com menor formação de ruído estrutural, independentemente do tempo de exposição utilizado. Por outro lado, os autores<sup>8</sup> acreditam que há potencial para o uso da SRD na prática diária se algoritmos para reconstrução da imagem forem aplicados àquelas obtidas com níveis clínicos de padronização, atingidos com posicionadores de filmes, sem a necessidade de registro de mordida com materiais de impressão, equipamentos especiais para travamento do tubo de raios X, ou cuidado estrito com o posicionamento do paciente.

## CONCLUSÃO

Com base nos valores de médias de desvio-padrão dos níveis de cinza fornecidos pelo histograma, utilizados como parâmetro para avaliar o ruído estrutural nas imagens subtraídas, conclui-se, pela análise dos resultados, que:

- O tempo de exposição de 0,4 segundos permitiu a formação de imagens digitais subtraídas com menor formação de ruído estrutural;
- A utilização do método de registro *a posteriori* se mostrou essencial para a produção de imagens subtraídas com baixa formação de ruído estrutural;
- A associação dos métodos de registro *a priori* e *a posteriori* apresentou melhor desempenho na eliminação do ruído estrutural das imagens para a técnica de SRD;
- O uso do registro *a priori* isolado foi insatisfatório para produzir imagens subtraídas de alta qualidade.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a SUL IMAGEM por terem cedido o sensor digital para a realização do presente trabalho de pesquisa, sendo esta pesquisa apresentada no IADR 2012.

## REFERÊNCIAS

- Reddy MS. Radiographic methods in the evaluation of periodontal therapy. J Periodontol 1992;63(12 suppl):1078-84.
- Eraso FE, Parks ET, Roberts WE, Hohlt WF, Ofner S. Density value means in the evaluation of external apical root resorption: an in vitro study for early detection in orthodontic case simulations. Dentomaxillofac Radiol 2007;36(3):130-7.
- 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;101(4):523-9.
- Stephanopoulos G, Mikogeorgis G, Lyroutdia K. Assessment of simulated internal resorption cavities using digital and digital subtraction radiography: a comparative study. Dental Traumatology 2011;27(5):344-9.
- Alves LS, Fontanella V, Damo AC, Oliveira EF, Maltz M. Qualitative and quantitative radiographic assessment of sealed carious dentin: a 10-year prospective study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010;109(1):135-41.
- Reddy MS, Jeffcoat MK. Digital subtraction radiography. Dent Clin North Am 1993;37(4):533-65.
- Ellwood RP, Davies RM, Worthington HV. Evaluation of a dental subtraction radiography system. J Periodontol Res 1997;32(2):241-8.
- Ono E, Medici Filho E, Faig Leite H, Tanaka JL, De Moraes ME, De Melo Castilho JC. Evaluation of simulated external root resorptions with digital radiography and digital subtraction radiography. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011;139(3):324-33.
- 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.
- Kravitz LH, Tyndall DA, Bagnell CP, Dove SB. Assessment of external root resorption using digital subtraction radiography. J Endod 1992;18(6):275-84.
- 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.
- Parks ET, Williamson GF. Digital radiography: an overview. J Contemp Dent Pract 2002;3(4):23-39.
- 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.
- Fedorov DV, Fonseca LMG, Kenney C, Manjunath BS. Image Processing Division National Institute for Space Research (INPE), Brazil and Department of Electrical and Computer Engineering University of California, Santa Barbara, CA, USA. <http://regima.dpi.inpe.br/> (accessed 5 august 2012).
- Wenzel A. Sensor noise in direct digital imaging (the Radio VisioGraphy, Sens-A-Ray, and Visualix/Vixa systems) evaluated by subtraction radiography. Oral Surg 1994;77(1):70-4.
- Dotto GN, Dotto PP, Moraes LC, Medici Filho E, Moraes MEL, Castilho JCM, et al. Digital subtraction radiography - identification of incipient enamel mineral loss. Braz Dent Science 2005;8(1):82-9.
- Dunn SM, Van der Stelt PF. Recognizing invariant geometric structure in dental radiographs. Dentomaxillofac Radiol 1992;21(3):142-7.
- 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(4):434-40.
- 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.
- 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;100(6):750-5.

21. 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(2):107-11.

22. 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.

23. 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.

24. Güneri P, Göğüs 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.

25. Güneri P, Göğüs 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.

26. 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.

27. Ettinger GJ, Gordon GG, Goodson JM, Socransky SS, Williams RR. Development of automated registration algorithms for subtraction radiography. *J Clin Periodontol* 1994;21(8):540-3.

28. 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.

29. 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.

30. Hwang YJ, Fien MJ, Lee SS, Kim TI, Seol YJ, Lee YM, et al. Effect of scaling and root planning on alveolar bone as measured by subtraction radiography. *J Periodontol* 2008;79(9):1663-9.

Recebido/Received: 27/11/2012

Revisado/Reviewed: 02/03/2013

Aprovado/Approved: 23/04/2013

#### **Correspondência:**

Wilton Mitsunari Takeshita

Universidade Federal de Sergipe, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Departamento de Odontologia.

Rua Cláudio Batista - lado par

Santo Antônio

49060102 - Aracaju, SE - Brasil

Telefone: (79) 21051821