



**UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA**

POLYANE MAZUCATTO QUEIROZ

**ESTUDO DA QUALIDADE DAS IMAGENS RECONSTRUÍDA
E SUBTRAÍDA – COMPARAÇÃO ENTRE TRÊS MÉTODOS**

LONDRINA
2013

POLYANE MAZUCATTO QUEIROZ

**ESTUDO DA QUALIDADE DAS IMAGENS RECONSTRUÍDA
E SUBTRAÍDA – COMPARAÇÃO ENTRE TRÊS MÉTODOS**

Trabalho apresentado ao módulo 6TCC501 - Trabalho de Conclusão de Curso - do curso de Odontologia da Universidade Estadual de Londrina, como requisito parcial para a obtenção do título de cirurgiã-dentista.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Evelise Ono

LONDRINA
2013

POLYANE MAZUCATTO QUEIROZ

**ESTUDO DA QUALIDADE DAS IMAGENS RECONSTRUÍDA
E SUBTRAÍDA – COMPARAÇÃO ENTRE TRÊS MÉTODOS**

Trabalho de Conclusão de Curso

BANCA EXAMINADORA

Prof^a. Dr^a Evelise Ono
Universidade Estadual de Londrina

Prof. Dr.^o Ricardo Alves Matheus
Universidade Estadual de Londrina

Londrina, 18 de Outubro de 2013.

“Tudo aquilo que sou, ou pretendo ser, devo a um anjo, a minha mãe.”

[Abraham Lincoln]

A você, minha mãe amada, Maria de Lourdes, dedico este trabalho, dedico também minha admiração e respeito. Meu eterno agradecimento. Obrigada por ser a parte da minha vida.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus. Agradeço-O pela vida, pela concretização desse projeto, por ter chegado até aqui e poder contar com todos aqueles colocou em minha vida.

“Deus tem duas moradas: uma nos céus e a outra nos corações ternos e agradecidos”

A meus pais (Branito e Lourdes) e às minhas irmãs (Raíra e Viviane), por terem me apoiado e acreditado em mim. Vocês também são responsáveis por essa conquista. A minha sobrinha **Maria Clara**, dose diária de carinho e alegria.

“A verdadeira felicidade está na própria casa, entre as alegrias da família.”

[Leon Tolstói]

A meus professores, especialmente a minha orientadora **Evelise Ono** e ao meu professor de banca examinadora **Ricardo Matheus**. Obrigada por terem me ensinado, ao longo desses anos de graduação, com paciência e dedicação e ajudarem a construir novos sonhos. A vocês, minha gratidão, meu respeito e admiração!

Aos meus orientadores, em especial ao professor **Marcos Frossard** (*in memoriam*), por terem ido além da formação profissional, se envolvendo na formação humana.

Obrigada, **Claudenir Rossato, Edwin Contreras, Hebert Fabre, Paulo Baggio,**

Paulo Boer, Ronaldo Ferreira, Ricardo Shibayama e Sueli Cardoso. Os

ensinamentos, orientações e conselhos serão sempre lembrados. Ao professor **Jefferson Tanaka**, pela grande ajuda na estatística deste trabalho (e pela paciência em ensinar). Obrigada também pelos ensinamentos transmitidos durante a graduação.

“Não conheço missão maior e mais nobre que a de dirigir as inteligências jovens e preparar os homens do futuro.”[D. Pedro II]

Aos meus amigos da faculdade, tão próximos colegas de profissão, que de alguma forma fizeram parte desta caminhada: **Camila Terra, Camila Tiemi, Fabíola Calderan, Felipe Juliani, Gustavo Pelozo, Humberto Balen, Juliana Proença, Lorena Spak, Marcela Penteado e Willian Ricardo**. Por várias vezes, vocês, cada um de seu modo, fizeram dessa caminhada um momento mais agradável.

Aos amigos que estão presentes desde muitos anos: **Brunella, Leandro, Sirlei e Suzany**. Vocês são muito importantes para mim, estiveram comigo em todos os momentos e fazem meus dias mais alegres e cheios de vida. Obrigada por acreditarem em mim e pela amizade de cada um de vocês.

“Amigos são tesouros sem preço e anjos sem asas. Devemos cultivar as amizades, pois quando verdadeiras criam laços eternos que nos dão forças para continuar.”

Meus agradecimentos ao meu melhor amigo, de longa data, meu namorado, Gelton. Obrigada por todo o apoio e incentivo. Obrigada por acreditar em mim e em meus sonhos. Obrigada pelo companheirismo, pela amizade e pela cumplicidade.

"Para ser feliz é simples. Basta ter algo para fazer, algo com o que sonhar e alguém para amar!"

Obrigada a todos os professores do curso de odontologia da UEL (2009-2013) que contribuíram para minha formação como cirurgiã-dentista! Meus agradecimentos também aos funcionários do setor de limpeza, da portaria, setor de prontuários, administrativo e colegiado, às meninas da central de medicamentos e esterilização (Socorro, Lu, Nelice), ao pessoal do laboratório de prótese, e especialmente às bibliotecárias, **Dayse e Márcia**, aos protéticos **Nalu e ao Emílio**, ao **Jeverson** e à **Joceli**: obrigada pelos serviços prestados, por proporcionarem, dia-a-dia, condições para a conclusão desse projeto, pelo carinho, pelos “bons-dias” e pelas palavras de amizade.

"Chique mesmo é honrar a sua palavra, ser grato a quem o ajuda, verdadeiro com as pessoas, leal com quem você se relaciona e honesto nos seus negócios."

[Glória Kalil]

A todos vocês, minha eterna gratidão e respeito. Meu sincero, muito obrigada! Vocês tem responsabilidade por esta conquista!

"Jamais desista daquilo que você realmente quer fazer.

A pessoa que tem grandes sonhos é maior que aquela que possui todos os fatos." [H. Jackson Brown]

QUEIROZ, Polyane Mazucatto. **Estudo da qualidade das imagens reconstruída e subtraída – comparação entre três métodos.** 2013. 39 fls. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) - Universidade Estadual de Londrina, Londrina. 2013.

RESUMO

Neste estudo foram avaliados três métodos usados para a reconstrução de imagens para técnica de subtração radiográfica digital. Foram obtidas e analisadas 168 imagens de 24 dentes de mandíbula humana macerada. Inicialmente os dentes foram radiografados, e posteriormente foram radiografados com variações de ângulos padronizadas: 0° de ângulo horizontal com 0°, 10° e 20° de ângulo vertical, e 10° de ângulo horizontal com 0°, 10° e 20° de ângulo vertical. As imagens foram processadas no Regeemy[®] (version 0.2.43-RCB) pelo modo automático, e pelo modo manual deste programa e também pelo EMAGO[®] – *Advanced 3.50*, através do método manual. A partir do programa Adobe Photoshop[®] 7.0 obteve-se o histograma da área de interesse. Os valores médios do desvio-padrão foram analisados estatisticamente, mostrando que entre todos os métodos, existe diferença significativa na qualidade das imagens, independente da variação dos ângulos e entre as variações de ângulo, em cada método, também existe diferença significativa do valor de desvio-padrão. Concluiu-se, pelos resultados, que o registro pelo Regeemy manual obteve menores valores de desvio-padrão, resultando em imagens com menos ruído.

Palavras-chave: Subtração radiográfica digital. Regeemy. Emago.

QUEIROZ, Polyane Mazucatto. **Study of the quality of images reconstructed and subtracted – comparison of between three methods.** 2013. 39 f. Completion course of work (Undergraduat dentistry) - State University of Londrina, Londrina. 2013.

ABSTRACT

In this study were evaluated three methods used for reconstruction of images for radiographic digital subtraction technique. 168 images obtained from 24 teeth, human jaw macerated, were analyzed. Initially the teeth were radiographed, and subsequently were radiographed with variations of standard angles: 0° horizontal angle 0°, 10° and 20° vertical angle and 10° of horizontal angle 0°, 10° and 20° of vertical angle images were processed in Regeemy ® (version 0.2.43-RCB) by automatic mode and manual mode this program and also by EMAGO ® – Advanced 3.50 through the manual method. From the program Adobe Photoshop ® 7.0 was obtained the histogram of the area of interest. The average values of the standard deviation were statistically analyzed, showing that among all methods, there is a significant difference in the quality of the images, regardless of the variation of angles and between variations in angle, in each method, there is also a significant difference in the value of standard deviation. It was concluded, the results that the record by Regeemy manual obtained smaller standard deviation values, resulting in images with less noise.

Key-words: Radiographic digital subtraction. Regeemy. Emago.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1 – Registro manual, com seleção de quatro pontos de referência, pelo método RM4. Após a seleção dos pontos, o registro é realizado e posteriormente a subtração é executada.....25
- Figura 2 – Registro automático usando o método RAM, as imagens são selecionadas e automaticamente ocorre a reconstrução com posterior subtração.....26
- Figura 3 – Registro manual, com seleção de quatro pontos de referência, pelo método RM4. Após a seleção dos pontos, o registro é realizado e posteriormente a subtração é executada.....26
- Figura 4 – Seleção de guias e coordenadas x e y (linha em azul) com seleção do ROI (linha pontilhada) e determinação do valor de desvio-padrão através do histograma gerado.....28

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores da média do desvio-padrão para o grupo RAM, em relação à variação de ângulo.....	30
Tabela 2 - Valores da média do desvio-padrão para o grupo RM4, em relação à variação de ângulo	31
Tabela 3 - Valores da média do desvio-padrão para o grupo EM4, em relação à variação de ângulo.....	31
Tabela 4 - Valores médios do desvio-padrão dos tons de cinza, para cada ângulo, considerando os métodos utilizados.....	32

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DP = Desvio-padrão

EM4 = Emago, manual, 4 pontos

kV = kilovolt (quilovoltagem)

RAM = Regeemy, automático, múltiplos pontos

RD = Radiografia digital

RM4 = Regeemy, manual, 4 pontos

ROI = Region of interest (região de interesse)

SRD = Subtração radiográfica digital

TIFF = Tagged Image File Format

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DE LITERATURA	15
3 OBJETIVO GERAL.....	23
3.1 Objetivos específicos.....	23
4 METODOLOGIA	24
5 RESULTADOS.....	30
6 DISCUSSÃO	33
CONCLUSÕES	37
REFERÊNCIAS.....	38

1 INTRODUÇÃO

Por muitas vezes, o diagnóstico de processos patológicos se baseia na comparação de duas ou mais imagens obtidas em tempos diferentes.

A subtração radiográfica digital é uma técnica que consiste na subtração de estruturas que não se alteraram, entre dois exames radiográficos, e realce daquelas que sofreram alguma alteração. O resultado é uma imagem envolta por um tom de cinza neutro, onde áreas de perda de tecido mineral são convencionalmente mostradas por um cinza escuro enquanto áreas de ganho aparecem como cinza claro (NICOPOULOU-KARAYIANNI; BRAGGER; JANG, 1997).

A indicação dessa técnica é feita para detecção de alterações minerais sutis, sendo útil para o diagnóstico precoce de perda ou ganho de tecido mineralizado, pois podem ser evidenciados antes de se tornarem visíveis em radiografia convencional ou mesmo digital.

Para que duas radiografias sejam comparáveis e subtraídas alguns pré-requisitos são necessários, como a mesma projeção geométrica, contraste e densidade entre a radiografia inicial e a subsequente.

Inicialmente um registro a priori era realizado, neste registro buscava-se a projeção geométrica da radiografia final idêntica ou semelhante ao máximo àquela obtida na radiografia inicial, através do uso de dispositivo que padronizassem a posição do localizador, objeto e filme.

No início dos anos 80, foram introduzidos programas de computador baseados em matriz de algoritmos para reconstrução da imagem, a fim de que as imagens tenham a projeção geométrica o mais semelhante possível entre si.

Diferentes programas foram desenvolvidos para realizar a reconstrução da imagem e posterior SRD. Dentre os mais utilizados destaca-se o programa Emago[®] no qual é feita a seleção manual de quatro ou nove pontos de referências nas imagens para que elas sejam reconstruídas e subsequentemente subtraídas. Mais tarde, em 2005, foi desenvolvido o programa Regeemy, para uso odontológico. Este software permite que a seleção de múltiplos pontos seja realizada de modo manual ou de modo automático.

Considerando a importância da qualidade da imagem reconstruída para obtenção de uma imagem subtraída de qualidade que permita uma adequada

interpretação, avaliamos a qualidade da reconstrução de imagens utilizando diferentes métodos. Uma imagem inicial foi obtida e, posterior a uma alteração na estrutura dentária, a imagem final foi obtida com variação de ângulos vertical e horizontal. Essas imagens foram reconstruídas a fim de obter a imagem subtraída, e então, a reconstrução foi avaliada por meio do valor de desvio-padrão do histograma das imagens subtraídas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A subtração radiográfica digital (SRD) é uma técnica eficiente para avaliar pequenas alterações minerais em estruturas ósseas e tecidos duros dentários (HAUSMANN, E., 2000). Pela subtração radiográfica digital, entre duas imagens obtidas entre um intervalo de tempo, uma análise ponto-a-ponto deve mostrar regiões com correspondência idêntica nos valores de densidade óptica, exceto onde existe diferença de densidade da estrutura (ONO, E. et al., 2011). Ou seja, haverá subtração de estruturas que não se alteraram entre dois exames radiográficos e realce daquelas que sofreram alguma alteração (NICOPOULOU-KARAYIANNI; BRAGGER; JANG, 1997). O resultado é uma imagem envolta por um tom cinza neutro, onde áreas de perda de tecido mineral são convencionalmente mostradas por um cinza escuro à preto, enquanto áreas de ganho mineral aparecem como cinza claro à branco, assim, enfatizando a diferença entre pares de radiografias obtidos após intervalo de tempo, tornando as mudanças substancialmente evidentes (NICOPOULOU-KARAYIANNI; BRAGGER; JANG, 1997; REVESZ; KUNDEL; GRABER, 1974; STEPHANOPOULOUS; MIKROGEORGIS; LYROUDIA, 2011).

A indicação dessa técnica é feita para detecção de alterações minerais sutis, sendo útil para o diagnóstico precoce de perda ou ganho de tecido mineralizado. Segundo Ortman *et al.* (1985) a perda detectável dos componentes minerais pela SRD é de 1 a 5%, enquanto que em radiografias convencionais só poderia ser avaliada quando o nível de perda mineral atingisse aproximadamente 30 a 50%. Assim, a perda e o ganho mineral podem ser diagnosticados precocemente, antes de a alteração evidente estar presente na radiografia convencional. (NICOPOULOU-KARAYIANNI; BRAGGER; JANG, 1997; GUNERI et al., 2007)

Por ser uma ferramenta sensível, a SRD é uma técnica que pode ser usada com sucesso para avaliar doenças periodontais, lesões periapicais, cáries interproximais, áreas de implante, reabsorções interna e externa, podendo ser usada também para acompanhamento de tratamentos clínicos (LEHMANN; GRONDAHL; BENN, 2000; GUNERI *et al.*, 2000).

A precisão dessa técnica varia de acordo com diferenças de projeção geométrica, existindo uma relação inversamente proporcional com a qualidade da imagem, onde quanto maior a discrepância geométrica entre as imagens menor será

a qualidade da subtração (RUDOLPH; WHITE; MANKOVICH, 1987). O ideal seria que houvesse uma padronização na obtenção da imagem, mas esse é um procedimento custoso e que gera incômodo, sendo inconveniente para o paciente e para o clínico. O contraste e densidade, entre radiografias subsequentes (BENN, 1990), também afetam a precisão desse método, caso ocorram essas discrepâncias pode haver formação de ruído nas imagens, dificultando a interpretação pela confusão visual que pode ser gerada e podendo induzir a erros (SARAMABANDU et al., 1994; GRONDAHL; GRONDAHL, 1983). Assim, é necessário que ambas as radiografias sejam obtidas sob as mesmas condições de projeção e de processamento do filme radiográfico (CURY et al., 2005).

A correção da distorção geométrica, feita após a tomada da imagem radiográfica, é denominada reconstrução *a posteriori*, desenvolvida a fim de maximizar o potencial dessa técnica.

No início dos anos 80, foram introduzidos programas de computador com algoritmos de reconstrução da imagem, utilizados para gerar imagens, de duas radiografias feitas em tempos diferentes, com projeção geométrica mais semelhante possível. A reconstrução se baseia em relações constantes entre pontos correspondentes de pares de imagens, obtidas com ângulos de projeções diferentes, para proporcionar um alinhamento estável entre os pares, a fim de obter um bom desempenho para a SRD (MOL; DUNN, 2003; RUTTIMANN; WEBBER; SCHIMIDT, 1986).

A reconstrução, a partir da relação entre os pontos correspondente, pode ser realizada pelo modo manual ou pelo modo automático, ou ainda pelo modo semi-automático. No processo manual os pontos são selecionados pelo operador, dependendo da experiência deste e da manipulação do mouse do computador, fazendo a escolha dos pontos correspondentes nas duas imagens. No processo automático a reconstrução é feita automaticamente pelo programa, enquanto pelo uso do modo semi-automático apenas um ponto é selecionado e o seu ponto correspondente é selecionado automaticamente na imagem subsequente (LEHMANN; GRONDAHL; BENN, 2000).

Apesar da reconstrução da imagem realizar correções dos padrões geométricos, densidade e contraste, é necessário que o programa conte com um nível de ruído, a fim de que haja um limiar na presença das variações dos tons de

cinza, para que seja feita a correta diferenciação entre um ruído e um sinal clínico de alteração (HAITER-NETO; WENZEL, 2005).

Para eficácia do programa é necessário que o mesmo seja de fácil manipulação e exija pouco tempo de trabalho. Existem vários programas que foram desenvolvidos para desempenhar essa técnica, mas os mesmos ficam limitados para uso nas pesquisas em universidades, não sendo disponibilizados para o cirurgião-dentista clínico, dificultando o acesso a esse método diagnóstico (HAITER-NETO; WENZEL, 2005).

Em 1994, Saramabandu *et al.* realizaram um estudo para avaliar um novo algoritmo para alinhamento automático de imagens para SRD. Radiografias de 32 regiões de crista alveolar, de 16 mandíbulas humanas maceradas foram obtidas aos pares, com variação de 2°, na direção vertical, entre essas imagens. Para a subtração foram criados dois grupos: em um grupo a reconstrução da imagem era realizada manualmente e no outro grupo a reconstrução da imagem foi realizada pelo modo automático. 24 avaliadores avaliaram as 32 imagens reconstruídas de modo manual e reconstruídas com alinhamento automático. As duas imagens, uma de cada grupo, eram colocadas lado a lado para comparação dos avaliadores, que tinham que optar pela imagem de melhor qualidade. A preferência pela imagem que foi processada pelo alinhamento automático alcançou de 19% a 91% entre os 24 observadores. Para os 32 pares de imagens subtraídas, as imagens realizadas a partir do alinhamento automático alcançaram de 12% a 87% de preferência entre as 32 imagens. Dentro de 95% de confiança, a média real da preferência pelo alinhamento automático na obtenção de imagem pode estar entre 41% e 57%. A partir do resultado, concluiu-se que as imagens obtidas através do alinhamento automático apresentam qualidade indistinguível quando comparadas as imagens reconstruídas pelo alinhamento manual.

Baseado nos algoritmos matemáticos para reconstruir imagens, o programa Emago[®] foi desenvolvido em 1992 (HEO *et al.*, 2001), pelo qual os usuários poderiam selecionar, de forma manual, quatro pares de pontos de referência nas imagens digitais que seriam utilizados para ajuste a um modelo de transformação projetiva. Tal programa vem sendo utilizado em inúmeros trabalhos (LEE *et al.* 2004; MOL; DUN, 2003).

Heo *et al.* (2001) desenvolveram um estudo para fazer análise quantitativa de reabsorção radicular por SRD. Foram usados 10 blocos com 1 incisivo central e 2

dentes adjacentes a este em cada bloco de gesso. Os blocos de dentes foram radiografados com seis diferentes angulações: ângulo horizontal 0° com 0° , 10° e 20° de ângulo vertical, e ângulo horizontal 10° com 0° , 10° e 20° de ângulo vertical. Depois da radiografia inicial, os incisivos centrais foram removidos do bloco de gesso, mensurando seu comprimento com paquímetro digital (Mitutuyo Dial Calipers, Tokyo, Japan), e com broca foi simulada uma reabsorção apical de 0.5mm em cada dente e foram mensuradas as perdas de estrutura dentária. Após serem reposicionados no bloco, foram submetidos à outra série de radiografias, como nas iniciais. Ao todo, 120 imagens digitais foram obtidas. Da mesma maneira da aquisição da imagem digital, foram feitas as mesmas exposições com filmes convencionais, os mesmos foram processados. As imagens digitais foram registradas pelo Emago/Advanced v3.2 software (Oral Diagnostic Systems, Amsterdam, The Netherlands), com a seleção manual de 4 pontos, e foram feitas mensurações inicial e após a simulação, calculando a perda de estrutura. As imagens foram analisadas por quatro radiologistas que estabeleceram pontos de 1 a 5, onde 1 = lesão definitivamente presente, 2 = provavelmente presente, 3 = possivelmente presente, 4 = provavelmente ausente ou 5 = definitivamente ausente. A interpretação da imagem subtraída foi perfeita, isto é, todas as lesões presentes foram pontuadas com 1 e todos dentes saudáveis com 5. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre a perda de dente real e a calculada nas imagens com variação de ângulos, independente da angulação, sugerindo que o programa Emago tem uma aplicabilidade bem sucedida para correção de variação de ângulo vertical em até 20° e de ângulo horizontal de até 10° . A análise dos dados da avaliação da radiografia convencional mostra que apesar das reabsorções serem visualizadas na imagem subtraída, essas mesmas reabsorções eram de difícil detecção na convencional. Os autores concluíram que a quantidade de perda dentária mensurada no programa Emago é compatível com a perda real.

Um novo método de alinhamento automático para SRD foi estudado por Yoon em 2000. Oito pares de imagem de um estudo realizado para SRD foram selecionados ao acaso, esses pares de imagens foram obtidos a partir de radiografias de pacientes com posicionamento padronizado com o uso de cefalostatatos. Os algoritmos alinhados e descritos foram implementados pelo Visual C++.v.4 (Microsoft, Redmond, WA, USA). O alinhamento automático foi realizado para a SRD. Três dentistas foram avaliados quanto ao uso do programa em

qualidade da imagem e tempo de manipulação do programa, em comparação com o Emago.v.201 (Advanced Oral Diagnostic System, Amsterdam, The Netherlands), no qual foi empregado o método manual nos mesmos oito pares de radiografias. Como resultado, obteve-se que existe uma diferença estatística significativa ($p < 0.0001$) para o efeito do método de alinhamento, com melhor desempenho para o método automático, este resultado consiste com a avaliação qualitativa das imagens alinhadas. A imagem subtraída, produzida a partir do método automático, produziu menor nível de artefato do que quando obtida a partir do método manual. O tempo necessário para desempenhar a SRD a partir do método automático é três vezes menor que o necessário para desempenhar o método manual. Os autores concluem que esse método em estudo pode ser usado para subtração digital em pesquisa e na prática odontológica, permitindo processar grande volume de dados e podendo ter seu desempenho ainda melhor.

Lee *et al.* (2004) realizaram uma pesquisa para avaliar o desenvolvimento de um novo software, denominado Sunny, para subtração radiográfica digital. Seis radiografias intra-orais, de diferentes regiões de ambos maxilares (região anterior, de pré-molares e de molares), foram realizadas de seis voluntários com dentes saudáveis, com tempo de exposição de acordo com a região radiografada. As imagens foram obtidas por um radiologista com um dispositivo, pela técnica do paralelismo. Posteriormente, as imagens foram movidas 4mm horizontalmente e verticalmente para serem usadas como imagem final, usando o Adobe Photoshop (v5.02, Adobe Systems, San Jose, Calif). Os quatro avaliadores eram especialistas em radiologia odontológica e analisaram as imagens subtraídas obtidas através dos programas Emago Advanced v3.2 (Oral Diagnostic System, Amesterdam) e do software Sunny. As reconstruções das imagens foram realizadas manualmente com a escolha de quatro pontos de referência. Foram determinadas as áreas de interesse (ROI) e os valores de desvio-padrão de cinza nessas áreas foram estatisticamente analisados. O desvio-padrão dos valores obtidos da imagem subtraída pelo programa Sunny foi estatisticamente menor ($p < 0.05$) que os valores obtidos pelas imagens subtraídas pelo Emago. Os autores concluíram que o programa desenvolvido (Sunny) tem uma boa precisão na obtenção de imagens subtraídas, podendo ser útil para o desenvolvimento dessa técnica.

Em 2005, Haiter-Neto e Wenzel compararam dois programas de SRD quanto ao ruído produzido na radiografia interproximal. De um estudo prévio, foram

selecionadas ao acaso, 25 pares de radiografias de pacientes, que foram realizadas usando o suporte de filme, com leves variações de ângulos. Dois programas foram usados para realizar a subtração dos pares de imagem: software X-Poselt (XP) (Image Interpretere Systems, Lystrup, Denmark) e o Emago Advanced 3.43 (EM) (Oral Diagnostic Systems, Louwesweg, Amsterdam, The Nertherlands), ambos manipulados manualmente, com seleção de 4 pontos, usando os mesmos pontos de referência para os dois programas. Após definir a área de interesse, igual para imagem dos dois programas, a média e desvio-padrão do histograma foi obtida. Exceto em dois casos, a média do histograma das imagens do grupo EM foi menor que a do XP. O valor do desvio-padrão foi maior no EM. Tanto a média quanto o desvio-padrão tiveram uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos. De acordo com a variação de desvio-padrão dos tons de cinza, como expressão de ruído, as imagens obtidas pelo X-Poselt software produziam menos ruídos que as obtidas pelo Emago Advanced 3.43.

Em 2005, surgiu o programa Regeemy[®] para uso odontológico. Originalmente desenvolvido para registro de imagens de satélite. O programa permite a correção geométrica e gama de pares de imagens, assim como subtração radiográfica por meio de transformações projetivas e marcação manual ou automática de múltiplos pontos controle. Permite também livre download (<http://regima.dpi.inpe.br/download.html>), possibilitando que qualquer pesquisador ou profissional pudesse utilizá-lo sem custos adicionais (DOTTO, 2005).

GUNERI *et al.* (2006) desenvolveram um trabalho para avaliar o desempenho de um novo software na subtração radiográfica digital, comparando-o com o Emago (Oral Diagnostic System, Amsterdam, Nettherlands), Paintshop TM Pro 9 (Jasc Software, Inc., Minnessota, USA) e Photoshop 8.0 (Adobe Inc., San Jose, CA). Nesse estudo foram avaliadas imagens radiográficas, iniciais e finais, de 10 pacientes submetidos a algum tratamento odontológico (cinco pacientes de procedimento restaurador, um de cirurgia e quatro de tratamento endodôntico). Os programas foram utilizados para subtrair a radiografia pós-operatória da pré-operatória, obtendo a imagem subtraída. As imagens de cada programa foram analisadas por 10 cirurgiões-dentistas especialistas (3 endodontistas e 7 radiologistas), que avaliaram os softwares pela capacidade de detecção de alterações radiográficas como restaurações em amálgama, desenvolvimento de cáries, tratamento de canal e cicatrização óssea. Os 10 avaliadores analisaram também a aceitação visual da

imagem (como a uniformidade dos tons de cinza) atribuindo a cada programa um escore de 0 a 100. O novo software desenvolvido recebeu o escore mais alto (67,89), seguido pelo Emago (64,26) e pelo Paintshop Pro 9 (33,41) e, por último, pelo programa Photoshop 8.0 (27,24). Não houve diferença estatisticamente significativa entre o Emago e o novo software ($p=0,720$), nem entre o Photoshop 8.0 e o Paintshop Pro 9 ($p=0,295$), mas os dois primeiros eram estatisticamente diferentes desses dois últimos. Os autores sugeriram que o novo software e o Emago sejam usados na prática clínica para SRD.

Em 2007, GUNERI *et al.* avaliou a eficácia de um software na eliminação de erros de angulação na SRD. Foi desenvolvido um algoritmo capaz de realizar correção automática de contraste, alinhamento horizontal e vertical e correção de ângulos possibilitando registro automático e manual. Primeiro molar direito de uma mandíbula humana foi radiografado com ângulo horizontal e vertical iguais a zero. Foi realizada a mudança de ângulo vertical para $+10^\circ$ e -10° e $+15^\circ$ e -15° para radiografar o mesmo dente. Depois houve uma variação de $+5^\circ$ e -5° na angulação horizontal. O novo software e o Emago foram usados para realizar a subtração. As imagens foram registradas manual e automaticamente por ambos os softwares, obtendo 16 imagens pelas variações de ângulo vertical. As imagens de variação de ângulo horizontal foram subtraídas também por ambos softwares, mas apenas no modo automático, obtendo 4 imagens. Todas as imagens foram analisadas por 10 especialistas que atribuíram um escore de 1 a 3 para cada imagem dos programas. Quanto à variação do ângulo vertical, houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os softwares, com melhores resultados para o novo software. O escore mais alto foi obtido pelo novo software, tanto para $+10^\circ$ e -10° , mas apenas na manipulação pelo modo automático deste. Por outro lado, o Emago foi efetivo para ambos os modos, manual e automático, porém apenas para variação de -10° . Na variação do ângulo horizontal há diferença estatisticamente significativa ($p=0,00$) entre os softwares, com melhor resultado para o novo software. Os autores sugerem que ambos os programas tem tolerância na variação de até 10° vertical e até 5° horizontal, com melhor desempenho no novo programa.

Estudos foram realizados a fim de comparar a imagem digital e a subtração radiográfica digital. Ono *et al.* (2011) realizaram um estudo para analisar a simulação de reabsorção radicular externa avaliada pela radiografia digital (RD) em comparação a avaliação pela subtração radiográfica digital (SRD). 49 dentes de

mandíbula humana macerada foram utilizados, esses dentes foram radiografados inicialmente e após a simulação de reabsorções radiculares externas de diferentes tamanhos, apical e lingual. As imagens foram processadas pelo Regeemy Image Registration and Mosaicking (version 0.2.43-RCB, DPI-INEP, São José dos Campos, São Paulo, Brazil) pelo modo automático, com múltiplos pontos. Três radiologistas avaliaram as imagens e como resultado obteve-se que não houve diferença estatisticamente significativa, entre a SRD e a RD, para detecção de reabsorções apicais, independente do tamanho, assim como para reabsorções linguais de 1.2mm de diâmetro ou maiores, entretanto para as lesões linguais de até 1mm de diâmetro. Concluiu-se que ambos os métodos são eficazes para detectar reabsorções apicais de 0.5mm de diâmetro ou mais e linguais de 1.0mm de diâmetro ou mais, com melhor desempenho para a SRD que a RD.

Também a fim de comparar subtração radiográfica digital (SRD) e à radiografia digital (RD), para avaliar reabsorção interna simulada, Stephanopoulos, Mikrogeorgis e Lyroudia, em 2011, realizaram um estudo. 18 dentes uniradiculares usados no experimento foram radiografados em posições ortoradial, mesioradial e distoradial com variação de 15° horizontal para mesio e distoradial. Após a radiografia inicial, cavidades foram criadas nos terços cervicais, médios e apicais da parede bucal de cada dente e então foi realizada a tomada radiográfica final. Para o processo da SRD foi usado o software Eikona Subtraction Radiography optando pela seleção manual de pares de pontos para a reconstrução da imagem. As imagens foram avaliadas por 7 endodontistas, após resultado e análise estatística concluiu-se que foram observadas maior número de cavidades na avaliação feita com a imagem subtraída ($p=0.000 < 0.05$). Para as reabsorções internas, quando usada a SRD, havia um maior percentual estatisticamente significativo de respostas certas. Os autores concluíram que a SRD é superior à RD para detecção e monitoramento de reabsorção interna, e que a variação de ângulo horizontal não afetou o correto diagnóstico, nem para a SRD nem para RD.

3 OBJETIVO GERAL

O objetivo neste trabalho é comparar a eficiência de dois programas, Regeemy – *Image Registration and Mosaicking - 0.2.43 (DPI-INPE São José dos Campos, São Paulo, Brazil e Vision Lab–Electricaland Computer Engineering Department, University of California, Santa Barbara, USA)*, em modo manual e automático, e EMAGO[®] – *Advanced 3.50 (Oral Diagnostic Systems, Louwesweg, Amsterdam, Netherlands)*, em modo manual, na redução do ruído estrutural de imagens subtraídas.

3.1 Objetivos específicos

Verificar a influência da variação de ângulos na qualidade da reconstrução e subtração das imagens em cada um dos métodos;

Comparar a qualidade de três métodos de reconstrução de imagens por meio da avaliação do ruído em imagens subtraídas.

4 METODOLOGIA

Foram utilizadas 168 imagens radiográficas periapicais digitais diretas obtidas para estudo anterior (ONO et al., 2011). As radiografias foram obtidas de 24 dentes, dentre os quais, incisivos, caninos e pré-molares, de mandíbulas humanas maceradas. O aparelho de raios X utilizado foi o Gendex 765DC (*Gendex Dental Systems, Dentsply_International, IL, USA*), operando com 65kV e 7mA, em conjunto com o sistema radiográfico digital direto Visualix (*Dentsply-Gendex, Milano-Italy*), e tempo de exposição de 0,064 s, tempo esse selecionado em teste piloto, no qual se procurou definir o menor tempo capaz de produzir uma imagem ideal, brilho e contraste adequados (princípio ALARA).

Cada dente foi radiografado inicialmente com 0° de ângulo horizontal e 0° de ângulo vertical, essas radiografias obtidas foram usadas como imagens de referência. Então cada dente foi radiografado mais seis vezes, totalizando seis diferentes angulações do feixe de raios X para cada dente, sendo: 0° de ângulo horizontal com 0°, 10° e 20° de ângulo vertical, e 10° de ângulo horizontal com 0°, 10° e 20° de ângulo vertical, formando seis grupos de variação de ângulo: V0°H0°, V0°H10°, V10°H0°, V10°H10°, V20°H0°, V20°H10°. As imagens obtidas após a simulação da reabsorção e com variação angular foram usadas como imagens subseqüentes. Para obtenção das imagens radiográficas padronizadas foram desenvolvidos dispositivos próprios para simular variações angulares.

Para registro das imagens serão utilizados dois programas de computador: Regeemy – *Image Registration and_Mosaicking - 0.2.43 (DPI-INPE São José dos Campos, São Paulo, Brazil e Vision Lab–Electricaland Computer Engineering Department, University_of_California, Santa Barbara, USA)* e EMAGO® – *Advanced 3.50 (Oral Diagnostic Systems, Louwesweg, Amsterdam, Netherlands)*. Todas as imagens foram registradas três vezes, uma vez pelo Emago, com manipulação manual, e duas vezes pelo programa Regeemy, pela manipulação manual e também pela manipulação automática.

Em ambos os programas, quando foi realizada a reconstrução manual, foram selecionados quatro pontos de referência em cada imagem. E em um segundo momento, no programa Regeemy foi feita a reconstrução da imagem utilizando a seleção dos pontos pelo modo automático, com múltiplos pontos. Os pontos controle

serviram como coordenadas, a partir das quais os algoritmos de cada programa devem deformar e alinhar o par de imagens para formar a imagem registrada de acordo com a projeção da imagem de referência.

No programa Emago, o primeiro passo do processo foi realizar correção gama para otimizar a densidade radiográfica e contraste. Nesse programa foram selecionados quatro pontos de referência nos 144 pares de imagem, posicionados em regiões de alto contraste como margem do osso alveolar e junção cimento-esmalte do dente radiografado. A função “reconstrução” cria uma imagem ajustada pela reconstrução da segunda imagem de acordo com a geometria de exposição da imagem de referência. No Regeemy, a correção da densidade e contraste é realizada automaticamente, após a seleção dos pontos de referência em modo manual, ou automática.

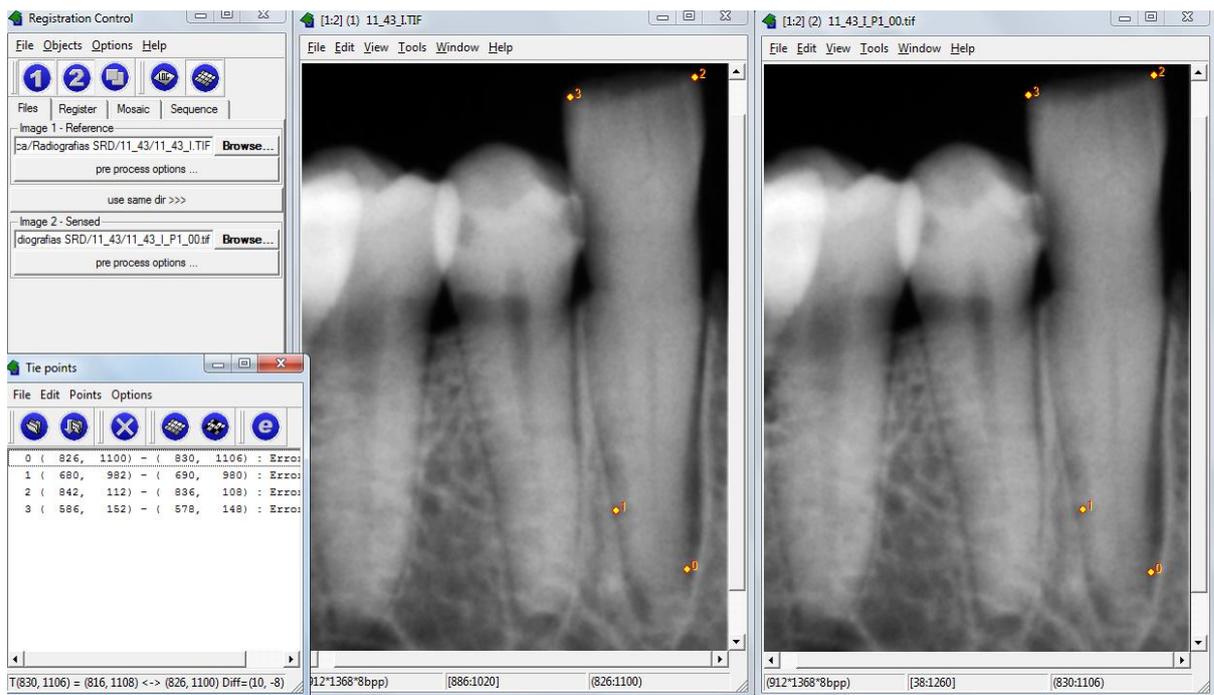


Figura 1 – Registro manual, com seleção de quatro pontos de referência, pelo método RM4. Após a seleção dos pontos, o registro é realizado e posteriormente a subtração é executada.

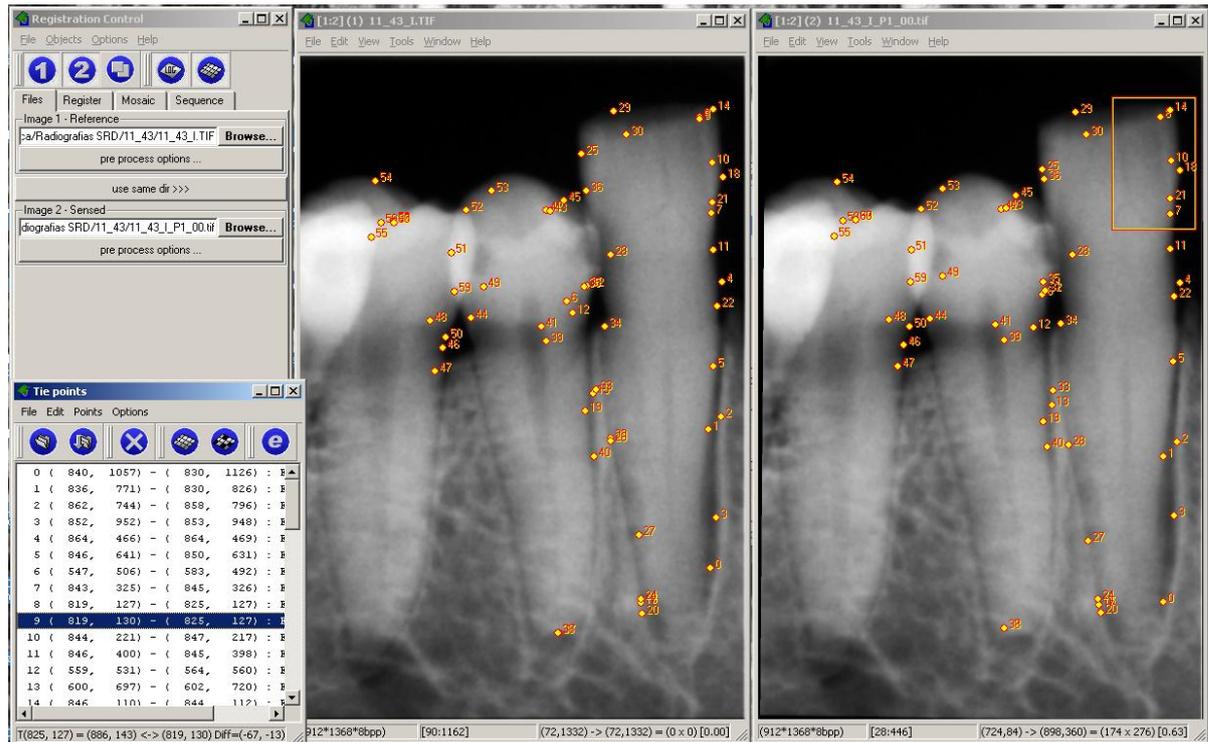


Figura 2 – Registro automático usando o método RAM, as imagens são selecionadas e automaticamente ocorre a reconstrução com posterior subtração.

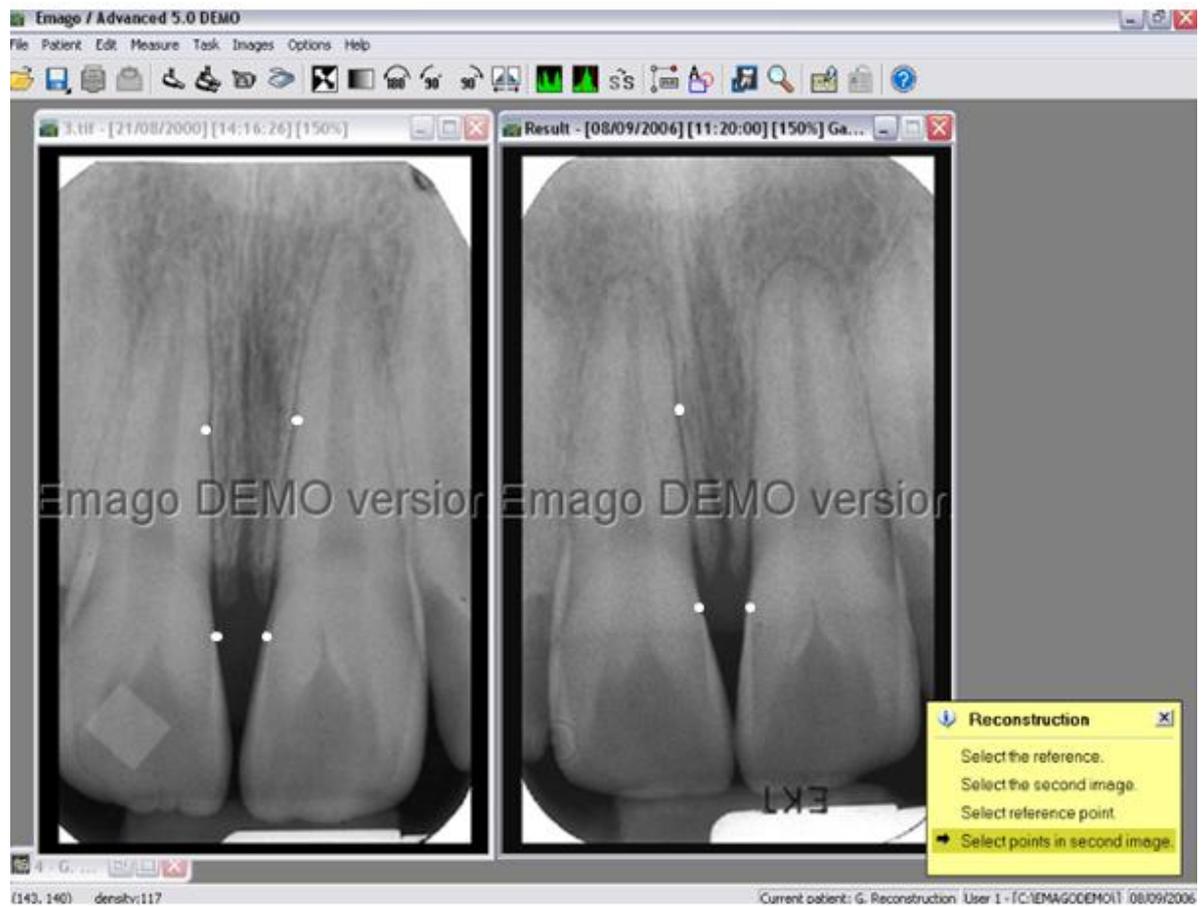


Figura 3 – Registro manual, com seleção de quatro pontos de referência, pelo método EM4. Após a seleção dos pontos, o registro é realizado e posteriormente a subtração é executada.

Após o registro (reconstrução) em cada programa e modalidade, as imagens foram salvas em formato TIFF (Tagged Image File Format) e subtraídas no programa Image Tool[®] versão 1.27 (*University of Texas Health Sciences Center, San Antonio, Texas, USA*). Essa opção de subtração foi feita para eliminar a influência dos algorítmicos específicos de cada programa, que por sua vez podem interferir nos valores do desvio-padrão dos níveis de cinza da imagem subtraída, mascarando a qualidade do registro obtido pelos programas e conseqüentemente, a avaliação da eficiência desses programas na eliminação de ruído para a técnica de subtração.

A qualidade da imagem subtraída, e conseqüentemente do registro foi avaliada de maneira objetiva, por meio dos valores da média e do desvio-padrão dos níveis de cinza da imagem subtraída. Utilizando o programa Adobe Photoshop[®] 7.0 (*Adobe Systems Incorporated, San Jose, Califórnia*) e suas guias e coordenadas do eixo X e Y, foi selecionada uma mesma região de interesse (ROI), com dimensões e posições fixas, em cada grupo de imagem subtraída, eliminando a periferia das imagens subtraídas que apresentaram áreas pretas ou brancas, que apareceram devido ao movimento de translação da segunda imagem para o realinhamento com a primeira, e podem afetar significativamente os valores de desvio-padrão dos níveis de cinza.

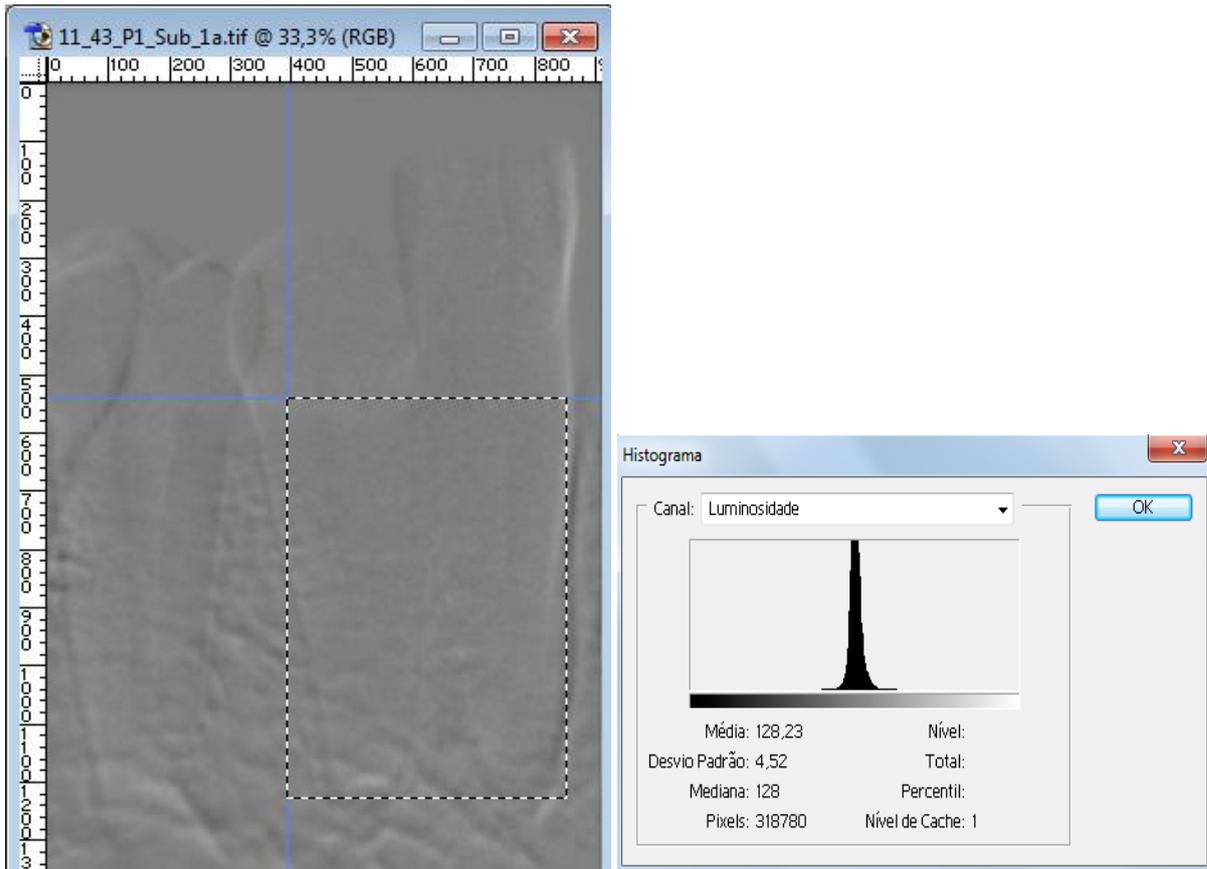


Figura 4 - Seleção de guias e coordenadas x e y (linha em azul) com seleção do ROI (linha pontilhada) e determinação do valor de desvio-padrão através do histograma gerado.

Após seleção das ROI o programa nos forneceu, por meio da ferramenta histograma, os valores do desvio-padrão dos tons de cinza, os quais nos serviram como parâmetro estatístico na comparação da homogeneidade das imagens subtraídas, criadas a partir das imagens registradas, que foram analisadas em três grupos: imagens reconstruídas pelo Emago, manualmente, pela seleção de 4 pontos (EM4), imagens reconstruídas pelo Regeemy, manualmente, pela seleção de 4 pontos (RM4) e imagens reconstruídas pelo Regeemy, automaticamente, pela seleção de múltiplos pontos (RAM).

Essa medição foi realizada duas vezes, com intervalo mínimo de 15 dias a fim de avaliar o erro do método. Desse modo, os valores de histograma das ROIs obtidos em dois tempos foram submetidos à análise de regressão, por meio da qual se obteve um modelo linear de regressão do tipo $Y = aX + b$, onde X e Y representam as medidas realizadas nos dois tempos respectivamente, e "a" e "b" são coeficientes dessa regressão. Para se verificar a ausência de erros aleatórios e

sistemáticos, o coeficiente “a” deve ser igual a 1, e o coeficiente “b” deve ser igual a 0, assim, $Y = X$. A verificação dessa condição é feita através do teste t de Student.

Uma vez que a diferença entre essas medidas não foi significativa, as médias dos valores das duas leituras em cada imagem puderam ser utilizadas para a análise estatística.

Os valores de desvio-padrão dos tons de cinzas foram analisados estatisticamente entre os métodos e entre as variações da angulação dentro de cada método através do teste ANOVA fator único. Quando detectada diferença estatisticamente significativa entre os grupos, foi aplicado o teste de *Tukey* para verificar entre quais grupos a diferença estava presente de modo significativo.

5 RESULTADOS

Os valores das médias dos desvios-padrão obtidos pelo histograma de cada imagem subtraída foram avaliados pelo teste estatístico ANOVA fator único. Quando havia um valor de p indicativo de diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p < 0,05$) esses grupos foram submetidos a análise do teste *Tukey*, a fim de encontrar entre quais grupos a diferença estaria presente.

Tabela 1 - Valores da média do desvio-padrão para o grupo RAM, em relação à variação de ângulo.

Ângulos	Média do desvio-padrão
V0H0	5,40 ^a
V0H10	16,74 ^c
V10H0	11,93 ^b
V10H10	19,59 ^d
V20H0	17,30 ^c
V20H10	21,27 ^d
<i>p</i>-valor*	6,35E-30

* $p < 0,05$ = diferença estatisticamente significativa.

Onde: letras diferentes = diferença estatisticamente significativa.

Fonte: o próprio autor.

Através dos dados acima (Tabela 1) podemos avaliar os valores médios de desvio-padrão de cinza quando aplicado o método de reconstrução de imagem RAM considerando a variação de ângulo. O teste ANOVA fator único aplicado para o grupo RAM resultou em valor de $p < 0,05$, indicando que neste método há diferença significativa entre as variações de ângulo estudadas. Entre os grupos V10H10 e V20H10 não há diferença estatisticamente significativa, assim como entre os grupos V0H10 e V20H0. Os demais grupos são diferentes entre si.

Tabela 2 - Valores da média do desvio-padrão para o grupo RM4, em relação à variação de ângulo.

Ângulos	Média do desvio-padrão
V0H0	7,27 ^a
V0H10	9,69 ^b
V10H0	11,93 ^c
V10H10	13,19 ^c
V20H0	15,42 ^d
V20H10	17,27 ^d
p-valor*	9,08E-07

* $p < 0,05$ = diferença estatisticamente significativa.

Onde: letras diferentes = diferença estatisticamente significativa.

Fonte: o próprio autor.

A Tabela 2 mostra que no método RM4 também há diferença estatisticamente significativa entre os grupos de ângulos. Os grupos V10H0 e V10H10 não são estatisticamente diferentes entre si, mas são diferentes entre os demais, assim como os grupos V20H0 e V20H10 que também não apresentam diferença estatisticamente significativa entre si, mas são estatisticamente diferentes entre os demais grupos.

Tabela 3 - Valores da média do desvio-padrão para o grupo EM4, em relação à variação de ângulo.

Ângulos	Média do desvio-padrão
V0H0	14,12 ^a
V0H10	28,89 ^b
V10H0	30,85 ^{bc}
V10H10	33,81 ^{cd}
V20H0	36,33 ^d
V20H10	41,32 ^e
p-valor*	2,99E-11

* $p < 0,05$ = diferença estatisticamente significativa.

Onde: letras diferentes = diferença estatisticamente significativa.

Fonte: o próprio autor.

Quando o método de reconstrução EM4 foi aplicado, encontrou-se diferença estatisticamente significativa entre estes grupos com variação de ângulo (Tabela 3).

Os grupos V0H0 e V20H10 apresentam diferenças estatisticamente entre si e entre os demais grupos. O grupo V0H10 não é diferente estatisticamente de V10H0, que por sua vez não é diferente estatisticamente de V10H10. Entretanto, V0H10 é diferente de V10H10. Também, não há diferença estatisticamente significativa entre V10H10 e V20H0.

As médias dos desvios-padrão obtidos em cada método foram comparadas entre si em cada variação de ângulos e seus valores são apresentados na Tabela 4. Observa-se que existe diferença significativa entre os métodos, em todas as angulações a partir das quais a imagem foi obtida.

Tabela 4 - Valores médios do desvio-padrão dos tons de cinza, para cada ângulo, considerando os métodos utilizados.

Ângulos	Média dos DP tons de cinza			
	RAM	RM4	EM4	p-valor
V0H0	5,40 ^a	7,27 ^b	14,12 ^c	4,05E-13
V0H10	16,74 ^a	9,69 ^b	28,89 ^c	1,96E-12
V10H0	11,93 ^a	11,93 ^a	30,85 ^b	1,21E-10
V10H10	19,59 ^a	13,19 ^b	33,81 ^c	2,95E-11
V20H0	17,30 ^a	15,42 ^a	36,33 ^b	1,07E-11
V20H10	21,27 ^a	17,27 ^b	41,32 ^c	2,03E-13

$p < 0,05$ = diferença estatisticamente significativa.

Onde: letras diferentes = diferença estatisticamente significativa.

Fonte: o próprio autor

Em todas as angulações, as imagens obtidas pelo programa Regeemy em modo manual (RM4) têm os menores valores médios de desvio-padrão, exceto na situação V0H0, onde o menor valor de desvio-padrão foi obtido pelo modo automático do programa Regeemy.

Para os ângulos V10°H0° e V20°H0° não houve diferença significativa entre os métodos RAM e RM4, mas esses diferem de forma estatisticamente significativa do método EM4.

DISCUSSÃO

Na Odontologia, a subtração radiográfica digital (SRD) tem sido usada como uma ferramenta de grande valor na detecção de pequenas lesões que geram alterações (ganha ou perda) do nível mineral de estruturas mineralizadas, como ossos maxilares e dentes. Devido sua sensibilidade, a SRD tem se mostrado como uma técnica de grande precisão diagnóstica, possibilitando detecção de alteração mineral que ainda não pode ser visualizada pelos métodos convencionais.

Um pré-requisito para que a subtração da imagem seja realizada com a melhor qualidade possível, ou seja, com menor quantidade de ruído, é que a imagem referência e a imagem subsequente apresentem as mesmas ou mais semelhantes condições de projeção geométrica, contraste e densidade.

Vários programas têm sido usados e desenvolvidos para estabelecer uma padronização geométrica *a posteriori*, a fim de obter melhor desempenho na SRD. O programa Emago, desenvolvido em 1992, está entre os mais utilizados programas criados para realizar essa técnica. Em 2005, um novo programa (Regeemy) foi desenvolvido e dentre suas vantagens destaca-se a disponibilidade à toda comunidade científica e profissionais da Odontologia através de download grátis, a possibilidades de seleção automática e múltiplos pontos de referência (DOTTO, 2005). Desde então foi usado com sucesso para SRD, como mostra o estudo de Ono et al., (2011) e de Sunku et al. (2011).

Matriz de algoritmos é usada para reconstruir as imagens a serem subtraídas. A reconstrução acontece pela relação entre os pontos correspondentes nos pares de imagem, podendo ser realizada de três maneiras: manual, semi-automático e automático (LEHMANN; GRONDAHL; BENN, 2000).

O desvio-padrão (DP) do histograma mostra a variação dos tons de cinza da imagem subtraída, sendo que se este valor for igual a zero pode-se concluir que há um fundo cinza homogêneo, e quanto maior o valor do DP, maior será a quantidade de ruído apresentada pela imagem, comprometendo a qualidade desta e a precisão do diagnóstico (WENZEL; SEWERIN, 1991).

Com base nos valores médios de DP pôde-se inferir que houve diferença estatisticamente significativa entre os três métodos de reconstrução de imagens avaliados neste estudo, em todas as variações de ângulos, sendo que, nas imagens registradas pelo Emago, os valores de desvio-padrão sempre foram maiores. Nos

três métodos, o grupo de angulação $V0^{\circ}H0^{\circ}$ foi estatisticamente diferente dos demais grupos, apresentando o menor valor de DP em relação aos outros grupos. Esse achado contradiz o que o estudo desenvolvido por Heo et al. (2001) quanto a influência da variação de ângulos, que foi trabalhada através das imagens reconstruídas para mensurações de reabsorções radiculares internas. No referido trabalho, as imagens foram obtidas com as mesmas variações de ângulo do nosso estudo e como resultado, para mensurações de lesões, a variação dos ângulos não resultou em diferença estatisticamente significativa e a detecção de lesão também não foi afetada, onde a presença ou ausência de todas as imagens foram corretamente diagnosticadas. Essa discordância de resultados pode ser devido à presença/ausência de trabeculado ósseo. No estudo de Heo et al. (2001) os dentes radiografados estavam fixados em blocos de gesso, situação na qual a ausência de trabeculado ósseo pode ter sido um fator que facilitou a seleção de pontos de controle e diminuiu a quantidade de ruído anatômico (sobreposição/projeção de imagens do trabeculado ósseo). Assim, pode ter havido melhor correspondência entre duas imagens, que por sua vez diminuiu a quantidade de ruído estrutural da imagem subtraída e otimizou a detecção da lesão, pois o dente era a única estrutura presente para análise, já que não havia sobreposição de trabeculado ósseo, espaços medulares e lâmina dura, como em nosso estudo.

O trabalho realizado por Guneri et al. (2007) sugeriu que o programa Emago tolere diferença de variação vertical de até 10° . Neste estudo, os grupos $V0^{\circ}H0^{\circ}$ e $V10^{\circ}H0^{\circ}$, apresentaram diferença estatisticamente entre si, entretanto, não se sabe se tal diferença é significativa clinicamente, já que tais imagens não foram apresentadas a examinadores para verificar sua influência sobre a interpretação. Nos outros dois métodos apresentados neste trabalho (RM4 e RAM) quando foi realizada a variação de 10° vertical (entre os grupos $V0^{\circ}H0^{\circ}$ e $V10^{\circ}H0^{\circ}$) estes apresentaram diferenças entre si. Nos três métodos estudados neste trabalho, os menores valores de desvio-padrão foram os obtidos pelo grupo $V0^{\circ}H0^{\circ}$, todos os demais valores de DP foram superiores ao deste grupo, mostrando o valor máximo de DP para os grupos $V20^{\circ}H10^{\circ}$. Este resultado corrobora com a afirmação feita por Rudolph, White e Mankovich (1987), onde a quantidade de ruído da imagem aumenta quanto maior variação do ângulo de projeção.

Saramabandu et al. (1994) desenvolveram um estudo através de análise de imagens obtidas com variação de ângulo de 2° que mostrou que o alinhamento

automático, além de ser um grande passo para automatização completa do processo, podendo ser aplicada a técnica em grande escala, resulta em imagens que apresentam qualidade indistinguível quando comparadas às subtraídas a partir da reconstrução manual. Assim como no estudo de Samarabandu et al, neste estudo, a qualidade da reconstrução (valores de DP), foi pior utilizando o programa Emago em modo manual, em relação ao modo automático (Regeemy). Entretanto, quando havia variação de ângulos de projeção, os menores valores de DP foram observados utilizando o método manual do programa Regeemy. A maioria dos grupos analisados neste estudo (66.6%) mostra que o modo manual do programa Regeemy apresenta-se como superior ao modo automático deste mesmo programa, apresentando o menor desvio padrão nos grupos $V0^{\circ}H10^{\circ}$, $V10^{\circ}H10^{\circ}$, $V20^{\circ}H0^{\circ}$ e $V20^{\circ}H10^{\circ}$, resultado este que entra em conflito ao apresentado por Yoon (2000). O estudo citado mostrou que as imagens obtidas a partir do alinhamento automático de um novo programa têm menor quantidade de ruído quando comparadas às reconstruídas manualmente pelo programa Emago. Em nosso estudo, o método automático do programa Regeemy teve desempenho superior aos métodos manuais de reconstrução, apenas para as imagens com variação de ângulo $V0^{\circ}H0^{\circ}$. Nas demais variações de ângulo a reconstrução pelo modo manual do programa Regeemy foi superior àquela apresentada pelo programa Emago modo manual e até mesmo pelo modo automático do próprio Regeemy. Quando comparado ao modo automático, tal desempenho pode ser resultado da forma como é feita a seleção dos pontos de referência. No modo manual, a seleção dos pontos é feita através do operador que está manipulando o programa, selecionando pontos de diferença de densidade visíveis ao olho humano, sendo possível identificar quando ocorre alteração na angulação que resulta em mudança de posição da área de diferença de densidade. Já no modo automático o computador seleciona os pontos baseado em áreas de densidades de tons de cinza semelhantes. Quando há variação de ângulo, as densidades de determinadas áreas da imagem são alteradas por haver mudanças na posição do trabeculado ósseo, lâmina dura e outras estruturas sobrepostas. Assim o programa pode apresentar-se como ineficiente na detecção dos tons de cinza que sofreram alteração e seleção dos pontos. Com relação ao desempenho inferior obtido pelo modo manual do programa Emago, pode ser explicado pelas diferenças dos algoritmos de cada programa, já que a seleção dos pontos manualmente seguiu os mesmos critérios nos dois programas.

O programa Emago, no estudo feito por Lee et al. (2004), apresentou o seu modo manual de manipulação de qualidade inferior ao software usado na comparação (software Sunny), fato este ocorrido também no estudo de Haiter-Neto e Wenzel (2005), quando compararam o Emago com o software Poselt-X, e também no estudo de Guneri et al., 2006, que desenvolveu um novo software comparando-o ao Emago, obteve desempenho superior do software em teste. Assim bem como aconteceu em nosso estudo, em que independente da variação de ângulo usada, as imagens obtidas pelo programa Emago, no modo manual com seleção de quatro pontos foram inferiores às aquelas obtidas pelo programa Regeemy, tanto em seu modo manual (seleção de 4 pontos) como no modo automático. Assim, mostra que independente da variação do ângulo, dos grupos deste estudo, tanto na forma automática como manual com seleção de quatro pontos, o programa Regeemy obteve desempenho superior ao do Emago.

O programa Regeemy, quando usado através do método manual para reconstrução da imagem apresentou qualidade das imagens superior às que foram obtidas após a subtração das imagens reconstruídas pelo modo automático desse programa e/ou pelo método manual do programa Emago. Considerando que a interpretação da imagem está diretamente relacionada, entre outros fatores, a sua qualidade, é possível sugerir que a reconstrução pelo método manual de seleção de quatro pontos de referência do programa Regeemy, por resultar em imagens de melhor qualidade quando comparado a esses outros dois métodos estudados, pode fornecer melhores condições para sua interpretação. Este programa ainda apresenta a facilidade de acesso, pela sua disponibilidade online gratuita, possibilitando que o mesmo seja usado em clínicas e/ou consultórios rotineiramente sem maior custo adicional ao cirurgião-dentista. Além disso, o programa Regeemy mostra-se como um software de fácil manipulação e que exige pouco tempo para execução, facilitando o uso e acesso a esta técnica.

CONCLUSÕES

A análise dos resultados nos permite concluir que:

- a) Entre as variações de ângulo, em cada método, existe diferença significativa do valor de desvio-padrão, sendo maior quanto maior a variação de ângulos de projeção, especialmente nos casos de variação de ângulo horizontal.
- b) Entre todos os métodos, existe diferença significativa na qualidade das imagens, independente da variação dos ângulos; as imagens reconstruídas a partir do método RM4 apresentaram menor valor de desvio-padrão, menor ruído, e melhor qualidade em comparação as imagens reconstruídas pelos métodos RAM e EM4, exceto quando a variação de ângulos foi V0H0 e V10H0.

REFERÊNCIAS

BENN, DK. Limitations of the digital image subtraction technique in assessing alveolar bone crest changes due to misalignment errors during image capture. *Dentomaxillofac Radiol*, v. 19, p. 97-104, 1990.

CURY, PR; TABA JUNIOR, M; MANTESSO, A; BONECKER, M; ARAUJO, NS. Detecção de alterações ósseas utilizando um programa de subtração radiográfica: estudo in vitro. *Rev Pós Grad.*, v. 12(2), p. 242-7, 2005.

DOTTO, GN. Registro de radiografias periapicais para a técnica de subtração [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2005.

GRÖNDAHL, HG; GRÖNDAHL, K. Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, v. 55, p. 208-213, 1983.

GUNERI, P; GOUGUIS, S; TUGSEL, Z; BOYACIOGLU, H. Efficacy of a new software in eliminating the angulation errors in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*, v. 36, p. 484-489, 2007.

GUNERI, P; GOGUS, S; TUGSEL, Z; OZTURK, A; GUNGOR, C; BOYACIOGLU, H. Clinical efficacy of a new software developed for dental digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, v. 35(6), p. 417-21, Nov. 2006.

HAITER-NETO, F; WENZEL, A. Noise in subtraction images made from pairs of bitewing radiographs: a comparison between two subtraction programs. *Dentomaxillofacial Radiology*, v. 34, p. 357-36, 2005.

HAUSMANN, E. Radiographic and digital imaging in periodontal practice. *J Periodontol*, v.71, p.497-503, 2000.

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.*, v. 91(3), p. 369-73, 2001.

LEE, SS; HUH, YJ; KIM, KY; HEO, MS; CHOI, SC; KOAK, JY. Development and evaluation of digital subtraction radiography computer program. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, v. 98(4), p. 471-5, 2004.

LEHMANN, TM; GRÖNDAHL, HG; BENN, DK. Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology. *Dentomaxillofacial Radiology*, v. 29, p. 323-346, 2000.

MOL, A; DUNN, SM. The performance of projective standardization for digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, v. 96(3), p. 373-82, 2003.

NICOPOULOU-KARAYIANNI, K; BRAGGER, U; JANG, N.P. Subtraction radiography in oral implantology. *Int J. Periodontics Restor Dent.*, v.17, p. 220-231, 1997.

ONO, E; MEDICI-FILHO, E; FAIG LEITE, H; TANAKA, JLO; MORAES, MEL. CASTILHO, JC. Evaluation of simulated external root resorptions with registered digital radiography and digital subtraction radiography. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*, v. 139; p.324-333, 2011.

ORTMAN, LF; DUNFORD, R; McHENRY, K; HAUSMANN, E. Subtraction radiography and computer assisted densitometry analysis of standardized radiographs: a comparison study with 125I absorptometry. *J Periodontol Res.*, v. 20(6), p. 644-51, 1985.

REVESZ, G; KUNDEL, HL; GRABER, HA. The influence of structured noise on the detection of radiologic abnormalities. *Invest Radiol*, v. 9, p. 479-486, 1974.

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*, v. 64, p. 631-637, 1987.

RUTTIMANN, UE; WEBBER, RL; SCHIMIDT, E. A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *J Periodontal Res.*, v. 21, p. 486-495, 1986.

SARAMABANDU, J; ALLEN, KM; HAUSMANN, E; ACHARYA, R. Algorithm for the automated alignment of radiographs for image subtraction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, v. 77, p. 75-79, 1994.

STEPHANOPOULOS, G; MIKROGEORGIS, G; LYROUDIA, K. Assessment of simulated internal resorption cavities using digital and digital subtraction radiography: a comparative study. *Dental Traumatology*, v. 27, p. 344-349, 2011.

SUNKU, R; ROOPESH, R; KANCHERLA, P; PERUMALLA, KK; YUDHISTAR, PV; REDDY. VS. Quantitative digital subtraction radiography in the assessment of external apical root resorption induced by orthodontic therapy: a retrospective study. *J Contemp Dent Pract*, v1 p. 422-428, 2011.

YOON, DC. A new method for the automated alignment of dental radiographs for digital subtraction. *Dentomaxillofac Radiol*, v. 29, p. 11-19, 2000.

WENZEL, A; SEWERIN, I. Sources of noise in digital radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, v. 71, p. 503-508, 1991.