

Avaliação da padronização radiográfica para a subtração digital de imagens.*

Evaluation of radiographic standardization to the digital image subtraction.

Data Recebimento

19/03/2001

Data Aceitação

26/04/2001

Maria Beatriz Crestani**

Ana Elisa da Silva ***

Naiara Leites Larentis ***

Vania Fontanella ****

RESUMO

Estudos recentes têm demonstrado que a subtração digital de imagens permite a detecção de pequenas perdas ósseas, não identificadas pela comparação visual de radiografias. A discrepância geométrica ou de densidade entre as duas imagens comparadas pode ser interpretada como mudança anatômica. Com o objetivo de avaliar se o uso de um posicionador individualizado permite a obtenção de radiografias geometricamente padronizadas e se o *software* Imagelab equaliza adequadamente imagens de diferentes densidades para subtração digital, foram realizadas 20 radiografias periapicais da região de molares de mandíbulas humanas secas, com o auxílio de posicionadores individualizados através de registro oclusal em acrílico e processamento automático. De cada região foram obtidas 3 radiografias: inicial (I) e controle (CA) após 30 dias, ambas com 70 kV, 10 mA e 0,2s de exposição, e controle B (CB) variando apenas o tempo de exposição (0,3s). As imagens foram digitalizadas e então subtraídas. As médias dos valores de densidade médios nas imagens subtraídas para cada conjunto foram comparadas entre si pelo teste t-student. A presente metodologia permitiu a obtenção de radiografias geometricamente padronizadas, pois a densidade da subtração das imagens I-CA não diferiu do resultado da subtração de imagens duplicadas (I-ID). A densidade média da subtração dos conjuntos I-CA e I-ID diferiram significativamente ($p=0,01$) daquela do conjunto I-CB. Não se observam diferenças significantes quando os conjuntos I-CA e I-CB foram comparados, do que se conclui que variações na densidade podem ser corrigidas pelo recurso de equalização das imagens.

PALAVRAS-CHAVE

Radiografia Dentária, Subtração Radiográfica Digital

INTRODUÇÃO

O exame radiográfico, apesar de constituir-se em ferramenta diagnóstica imprescindível para a detecção de alterações dos tecidos mineralizados, quer sejam cáries, lesões periodontais, periapicais ou patologias maxilo-mandibulares, ainda apresenta limitações, tais como sua baixa sensibilidade e alta variabilidade inter-examinador, pois é necessário que a perda mineral atinja grandes proporções (30 a 60%) para que seja detectada na radiografia (MATTESON et al., 1996).

A introdução da subtração radiográfica digital melhorou sensivelmente o processo de diagnóstico, pois estudos clínicos têm demonstrado que a técnica permite a detecção de alterações no conteúdo mineral na ordem de 1 a 5%. Com essa técnica, imagens de duas radiografias tomadas em tempos diferentes são

digitalmente subtraídas, de forma que a estrutura presente em ambas é removida e a imagem resultante demonstra somente a diferença entre as mesmas (VAN DER STELT, 1993).

A imagem resultante da subtração de duas radiografias idênticas deveria, teoricamente, apresentar-se como um tom de cinza uniforme, que representa um valor aproximado de 128 na escala de densidade óptica. Na prática, o que se observa em cada subtração é uma variação na tonalidade dos pixels remanescentes da imagem subtraída - o chamado ruído estrutural, que pode ser interpretado como uma mudança anatômica e que ocorre principalmente por discrepâncias geométricas na relação foco-objeto-filme ou por diferenças na exposição e/ou processamento dos filmes (SAMARABANDU et al., 1994).

Pequenas variações na densidade radiográfica podem ser corrigidas pelo

computador, que compensa a diferença entre os parâmetros de exposição, através do recurso de equalização (WENZEL, 1989).

A precisão do método permite que se avalie precocemente as alterações do conteúdo mineral dos tecidos, bem o resultado de diferentes modalidades terapêuticas. Sua principal limitação é a dificuldade de obtenção de duas radiografias geometricamente idênticas. Apesar do rígido controle, que inclui a confecção de dispositivos individuais para a contenção do filme radiográfico e orientação do raio central, observa-se que as imagens resultantes variam (RUTTIMANN, 1998).

Dispositivos complexos de controle geométrico de exposição e até mesmo softwares que incluem equações que realizam o ajuste geométrico das imagens são recursos já existentes e testados, solucionando a questão do ruído decorrente da

* Resultados parciais foram apresentados no 13º CORIG, III Encuentro Latinoamericano de Radiología Oral y Maxilofacial, XI Jornada da Associação Brasileira de Radiologia Odontológica e no XII Salão de Iniciação Científica da UFRGS

** Cirurgiã dentista, Mestranda em Clínicas Odontológicas - Linha de Pesquisa Radiologia, FO-UFRGS

*** Acadêmicas do Curso de Odontologia - Bolsistas de Iniciação Científica da Propesq - UFRGS

**** Orientadora - Professora do Departamento de Cirurgia e Ortopedia, Setor de Radiologia Odontológica - UFRGS

ausência de reprodutibilidade absoluta entre duas radiografias de um mesmo objeto ou paciente (DOVE et al., 2000). Contudo, implicam em elevado custo financeiro, que pode limitar a sua utilização. Portanto, este estudo objetiva verificar se um dispositivo individual de posicionamento, de confecção simples e não onerosa, permite a reprodutibilidade geométrica de imagens e se variações na densidade radiográfica podem ser corrigidas pelo recurso de equalização do software Imagelab, disponível na FO-UFRGS.

REVISÃO DE LITERATURA

Imagens digitais

As imagens digitais têm sido cada vez mais utilizadas em Radiologia Odontológica para complementar o processo de diagnóstico. Os diversos sistemas digitais existentes vêm acrescentando recursos à interpretação de imagens radiográficas, uma vez que algumas tarefas são realizadas pelo computador, minimizando as chances de erro humano (MOL e VAN DER STELT, 1993).

Diferenças sutis, como o discernimento entre dois tons de cinza bastante similares numa radiografia, podem não ser percebidas pela análise visual e passar a ser detectadas se analisamos números. Uma radiografia pode exibir mais de mil tons de cinza, porém o olho humano poderá distinguir até no máximo 50 dessas nuances. A constatação de diferenças numéricas entre tons de cinzas específicos em diferentes áreas pode revelar a presença de maior ou menor quantidade de tecido mineral, mostrando áreas de reabsorções ósseas ou lesões de cárie incipientes (OHKI et al., 1994).

Existem disponíveis no mercado uma série de diferentes sistemas para a obtenção de imagens digitais, onde um sensor substitui o filme radiográfico, ou de digitalização de radiografias convencionais (KASHIMA, 1995).

Imagem radiográficas são na maioria dos casos digitalizadas no modo 256 tons de cinza, uma vez que os computadores atuais trabalham num regime de 8 bits para cada byte ($2^8=256$). Existem sistemas que operam com regimes de 12, 16 ou 32 bits para cada byte. Isso permite um maior alcance da taxa de valores de cinza, mas consome muita memória do computador para armazenar as informações. Entende-se por densidade óptica um valor numérico que representa a média dos tons de cinza de uma área selecionada. O cinza mais escuro ou preto recebe o valor de zero e o mais claro ou branco, o valor de duzentos e cinquenta e cinco. Assim,

quando se mensura a densidade óptica de determinadas áreas da imagem digitalizada, mesmo com a diminuição das tonalidades de cinza existentes, a observação de valores numéricos facilita a diferenciação entre a quantidade de tecido ou material que se interpôs à passagem dos raios X durante a exposição radiográfica (KHADEMI, 1996).

A imagem digital é formada por unidades denominadas pixels, que correspondem aos cristais de prata da emulsão de um filme radiográfico. Sua localização e tom de cinza são reconhecidos numericamente (KHADEMI, 1996).

Nos sistemas de digitalização direta, o valor de densidade óptica de cada pixel corresponde à sensibilização das partículas de fósforo da placa pela radiação X (HILDEBOLT et al., 1997).

Nos sistemas digitais, pode-se alterar o brilho e o contraste da imagem, colocá-la em terceira dimensão, inverter as áreas radiopacas para radiolúcidas e vice-versa, fazer mensurações lineares e angulares e atribuir valores numéricos para cada nuance de cinza, o que significa determinar a densidade óptica de áreas da imagem digitalizada (SARMENTO e RUBIRA, 1998; SARMENTO e RUMALHO, 1998).

Subtração Radiográfica

Através da diferença de densidade óptica entre duas imagens digitalizadas podemos fazer uso da técnica de subtração radiográfica. Para se obter uma subtração, duas imagens são digitalizadas, sobrepostas e as diferenças entre elas são determinadas pela diferença entre os valores de cada pixel na escala de cinza (REDDY, 1993).

A subtração radiográfica pode ter grande utilidade na clínica odontológica, pois através dela podemos acompanhar mudanças ocorridas em determinadas áreas ao longo de um tratamento, como por exemplo no reparo ou na progressão de lesões periapicais após endodontia, no grau de perda óssea durante o acompanhamento de uma doença periodontal, no controle de lesões de cárie e do tecido ósseo peri-implantar (REDDY, 1993).

Padronização geométrica

A técnica de subtração radiográfica implica na meticulosa padronização geométrica das imagens e várias técnicas foram desenvolvidas neste sentido (JANSSEN, 1989). A padronização pode ser obtida pela fixação de dispositivos adaptados aos dentes através de uma reprodução de toda a arcada com acrílico autopolimerizável ou material de moldagem (GRÖNDAHL e GRÖNDAHL, 1983), por dispositivos de alinhamento

guiados eletronicamente, onde o acoplamento do tubo de raios X é feito através de sensores (HAUSMANN et al., 1996) ou ainda por métodos de alinhamento extra-buciais, que utilizam um cefalostato (LUDLOW et al., 1994).

Padronização da densidade

A padronização da densidade (grau de escurecimento do filme) pode ser obtida pela estrita repetição dos fatores elétricos de exposição e pelo rígido controle das condições de processamento. Quando, ainda assim, resultarem imagens com diferentes densidades, pode-se utilizar um recurso digital denominado de equalização de imagens, onde as mesmas são ajustadas, ou seja em uma delas todos os valores de pixels são movidos na mesma direção, mantendo-se a proporção da distância entre eles e deslocando a curva do histograma para direita ou para a esquerda (OHKI et al., 1994).

As radiografias digitalizadas indiretamente tendem a possuir uma maior variação nos valores de densidade óptica, uma vez que esta leitura é dependente de características específicas do scanner, como local de posicionamento da radiografia na tela do leitor de transparência, tempo para a captura da imagem e de funcionamento do aparelho (CHEN e HOLLENDER, 1995).

Quando se analisa a dispersão de densidade óptica, significa dizer que se está comparando os valores de desvio-padrão de densidade óptica de uma área. A análise de dispersão revela o quanto os tons de cinza da área em questão se afastam do tom de cinza médio desta região. Assim, quanto maior o desvio-padrão, menor é a homogeneidade das nuances de cinza da área, e vice-versa. Isso pode significar que aquela área é composta por estruturas de densidades diferentes ou que aquela área foi irregularmente preenchida por algum material (YOSHIURA et al., 1997).

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizadas 10 mandíbulas humanas secas, edêntulas, radiografadas na região de molares à direita e à esquerda. De cada região foram obtidas 3 imagens radiográficas: inicial, controle A e controle B.

Todas as radiografias foram obtidas (figura 1) com aparelho de raios X odontológico Intrex® (Keystone, Nova Jérsei - EUA), filmes Kodak Ultraspeed número 2 (Kodak, São Paulo-BR) e posicionadores para radiografias periapicais (Jon®, São Paulo-BR), aos quais foram adaptados registros oclusais individuais confeccionados em acrílico

autopolimerizável (Clássico®, São Paulo-BR) e processadora automática modelo 9000® (DENT-X, Nova York -EUA), com ciclo seco a seco de 4,5 minutos. Os registros oclusais em acrílico foram acondicionados em potes individuais, mantendo-se um ambiente úmido através de algodão embebido em água, no sentido de minimizar sua instabilidade dimensional.

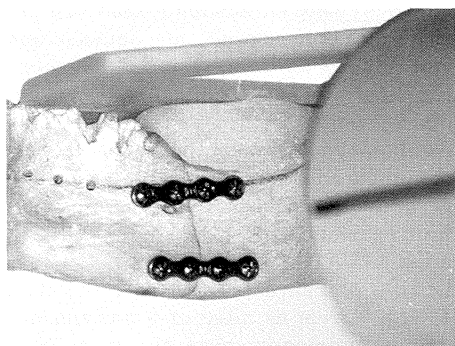


Figura 1

Dispositivo posicionador, individualizado através de registro oclusal em acrílico autopolimerizável, determinando e mantendo a relação foco-objeto-filme.

As radiografias inicial (I) e a controle A (CA) foram obtidas com regime elétrico de 70 kV, 10 mA e 0,2s com intervalo de 30 dias entre as mesmas, para testar a reprodutibilidade do posicionamento.

A radiografia controle B (CB) foi obtida com 0,3s de tempo de exposição, mantendo os demais critérios da radiografia inicial e imediatamente à mesma, para produzir imagens geometricamente padronizadas, mas com diferentes graus de densidade.

As imagens obtidas foram digitalizadas por meio de um scanner Scan Jet 6100 C/T® (Hewlett-Packard), com leitor de transparência, ao qual foi adaptada uma máscara de cartolina preta, para padronizar o posicionamento do filme sobre a superfície do mesmo, e armazenadas em disco no formato JPEG.

A subtração radiográfica foi realizada através do programa Imagelab® (versão 2.3, Softium-Sistemas de Informática, São Paulo - BR), inicialmente sobrepondo as imagens digitalizadas e movimentando-as nos sentidos horizontal, vertical ou de rotação, até que ocorresse a coincidência dos detalhes anatômicos entre as duas imagens e, através da barra de ferramentas disponível no programa, foi obtida a diferença de densidade óptica da área total das imagens.

A subtração foi realizada para os seguintes pares de imagens (figura 2):

-I-ID - a imagem inicial subtraída de

sua cópia, ou seja de uma segunda digitalização da mesma imagem, para aferir o mecanismo de digitalização e para servir de controle para o teste de reprodutibilidade geométrica;

-I-CA - para verificar se ocorre a reprodutibilidade geométrica em duas radiografias tomadas com intervalo de 30 dias;

-I-CB - para verificar se existe dife-

rença significativa de densidade óptica resultante do aumento em 50% do tempo de exposição e para servir de controle para o teste de equalização;

I-CBeq - a imagem inicial subtraída do controle B, porém após a aplicação da ferramenta de equalização de imagens, ou seja, as mesmas tiveram seus tons de cinza corrigidos pelo programa, para avaliar o efeito desta correção.

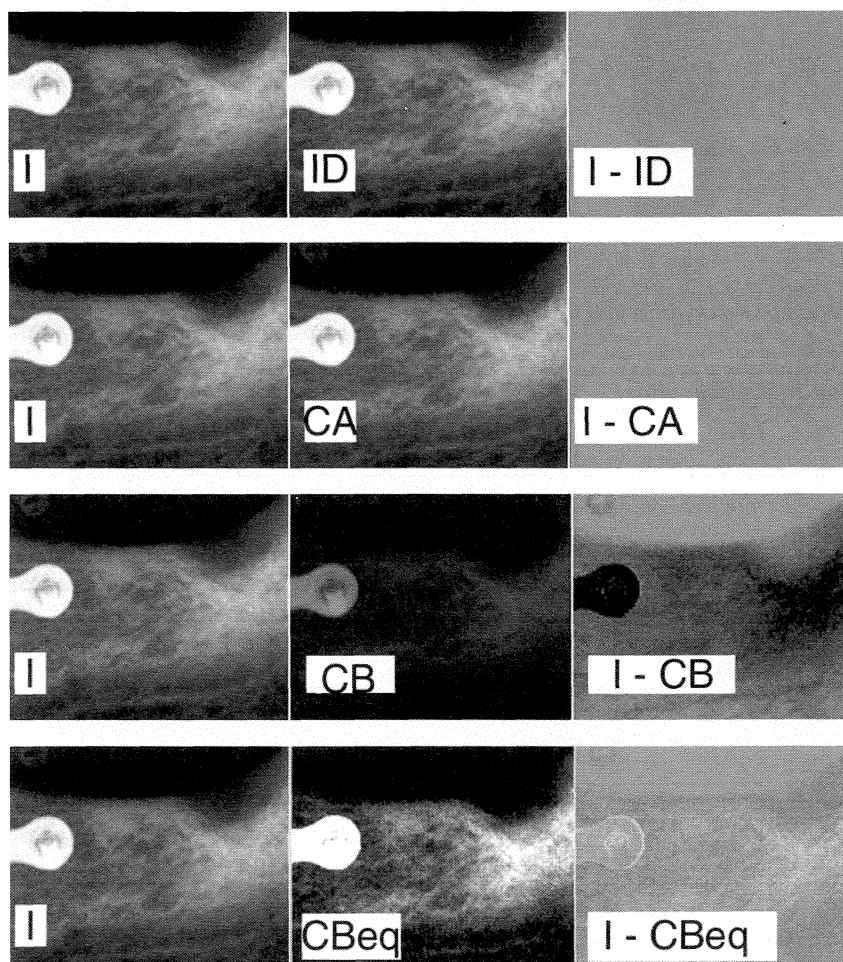


Figura 2

Pares de radiografias e a imagem resultante de sua subtração.

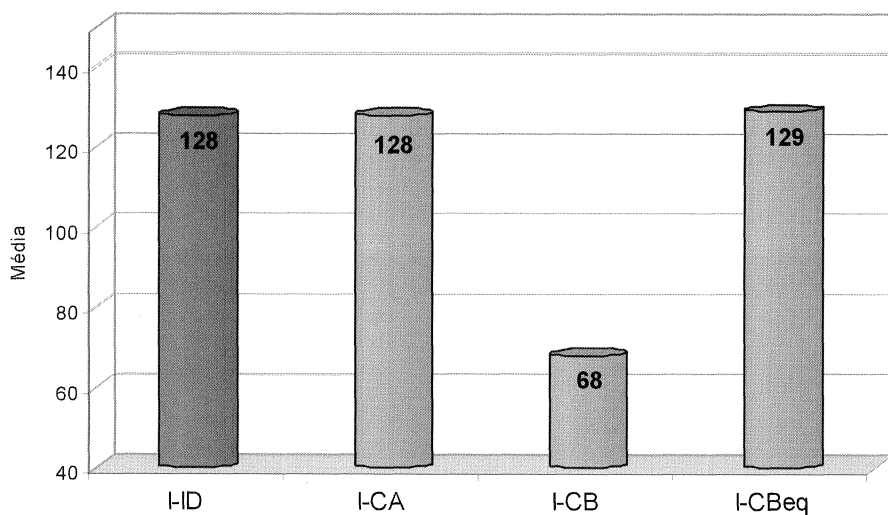
RESULTADOS

O gráfico 1 mostra a comparação entre as médias dos valores de densidade óptica médios resultantes da subtração dos diferentes pares de radiografias. Através do teste de comparação de médias t-student não foram verificadas diferenças significativas entre as médias dos resultados da subtração dos pares de radiografias I-ID e I-CA (tabela 1). Pelo mesmo teste foram verificadas diferenças significativas ($p=0,01$) entre as médias dos resultados da subtração dos pares de radiografias I-ID e I-CB, onde o valor médio da subtração I-ID é superior àquele de I-CB (tabela 2), e entre as

médias dos resultados da subtração dos pares de radiografias I-CA e I-CB, onde o valor médio da subtração I-CA é superior àquele de I-CB (tabela 3).

Também pelo teste de comparação de médias t-student não foram verificadas diferenças significativas entre as médias dos resultados da subtração dos pares de radiografias I-ID e I-CBeq (tabela 4), nem para as médias dos resultados da subtração dos pares de radiografias I-CA e I-CBeq (tabela 5), diferenças observadas ($p=0,01$) quando foram comparadas as médias dos resultados da subtração dos pares de radiografias I-CB e I-CBeq (tabela 6)

Comparação entre as médias dos valores de densidade óptica médios resultantes da subtração dos diferentes pares de radiografias



Comparação entre as médias dos resultados da subtração dos pares de radiografias I-ID e I-CA - valores expressos em densidade óptica

Tabela 1.

Par de Radiografias	Média	Desvio-Padrão
I-ID	128	0
I-CA	128	0,5

Comparação entre as médias dos resultados da subtração dos pares de radiografias I-ID e I-CB - valores expressos em densidade óptica

Tabela 2.

Par de Radiografias	Média	Desvio-Padrão
I-ID	128	0
I-CB	68	2,3

Comparação entre as médias dos resultados da subtração dos pares de radiografias I-CA e I-CB - valores expressos em densidade óptica

Tabela 3.

Par de Radiografias	Média	Desvio-Padrão
I-ID	128	0,5
I-CB	68	2,3

Comparação entre as médias dos resultados da subtração dos pares de radiografias I-ID e I-CBeq - valores expressos em densidade óptica

Tabela 4.

Par de Radiografias	Média	Desvio-Padrão
I-ID	128	0
I-CBeq	129	0,9

Comparação entre as médias dos resultados da subtração dos pares de radiografias I-CA e I-CBeq - valores expressos em densidade óptica

Tabela 5.

Par de Radiografias	Média	Desvio-Padrão
I-ID	128	0,5
I-CBeq	129	0,9

Comparação entre as médias dos resultados da subtração dos pares de radiografias I-CB e I-CBeq - valores expressos em densidade óptica

Tabela 6.

Par de Radiografias	Média	Desvio-Padrão
I-IC	68	2,3
I-CBeq	129	0,9

DISCUSSÃO

Nas últimas duas décadas, a subtração digital de imagens radiográficas tem tido expressiva importância na detecção de pequenas variações do conteúdo mineral dos tecidos, com repercussões nas diversas áreas de pesquisa em Odontologia. Contudo, sua ampla aplicação ainda encontra obstáculos, principalmente devido aos custos e dificuldades para a aquisição ou confecção de mecanismos que controlem a padronização das imagens.

Os problemas decorrentes da ausência de posição padronização geométrica na obtenção de duas radiografias do mesmo objeto com um intervalo de tempo têm gerado numerosos estudos, que demonstram excelentes resultados (GRÖNDAHL e GRÖNDAHL, 1983; JANSSEN, 1989; LUDLOW et al., 1994; HAUSMANN et al., 1996). Porém os diferentes mecanismos de posicionamento apresentam inconvenientes importantes, tais como uma grande distância foco-filme - nos casos onde se utiliza um cefalostato - que determina expressivos aumentos na dose de exposição e custos elevados nos casos em que são utilizados o posicionamento eletrônico do tubo de raios-x ou recursos digitais para o ajuste geométrico entre duas imagens.

Ainda, os dispositivos que utilizam o registro oclusal da região a ser radiografada mostram-se de difícil aplicação, principalmente em estudos clínicos, por questões de biossegurança, de estabilidade dimensional do material utilizado e nos casos onde ocorrem alterações na posição dos dentes, como por exemplo em pacientes pediátricos, de periodontia e ortodontia.

O dispositivo utilizado no presente estudo mostrou-se capaz de propiciar uma padronização geométrica que não interfere significativamente na subtração e não apresenta dificuldades de confecção nem altos custos, como os indicados por GRÖNDAHL e GRÖNDAHL, 1983; JANSSEN, 1989; LUDLOW et al., 1994; HAUSMANN et al., 1996. Deve-se considerar, contudo, que os registros oclusais foram mantidos em ambiente úmido por um intervalo relativamente curto, estando indicada a repetição da presente metodologia com intervalos de tempo sucessivamente maiores. Ainda deve-se salientar que sua aplicação em estudos clínicos deve contemplar a avaliação prévia das questões relativas à biossegurança e pode sofrer a influência de variáveis relacionadas ao paciente, tais como pequenas alterações na posição dos dentes da região radiografada e a aceitação e a manutenção do dispositi-

vo em posição.

A densidade radiográfica pode ser mais facilmente controlada pela estrita padronização dos fatores elétricos da exposição e das condições de processamento, porém pode também sofrer a influência da variação geométrica, visto que conforme OHKI et al. (1994), uma modificação nas angulações (vertical ou horizontal) resulta em diferentes comportamentos do objeto em relação à atenuação dos raios-x e que variações na distância foco-objeto interferem na sensibilização dos cristais do filme radiográfico. Mesmo que pequenas, estas diferenças de densidade são detectadas e podem interferir no resultado da subtração.

O software testado é nacional e acessível, tem como finalidade principal auxiliar estudos quantitativos e qualitativos que envolvem histopatologia e apresenta, como recurso adicional, ferramentas para subtração radiográfica, com a possibilidade de equalização de imagens. Contudo, testes do desempenho da equalização através dele realizada não são encontrados na literatura até a presente data.

Como as radiografias digitalizadas indiretamente podem apresentar variações (CHEN e HOLLENDER, 1995), o mecanismo de escaneamento foi controlado pela repetição da digitalização da imagem, e a subtração destes pares (I-ID) resultou em um valor de densidade óptica de 128 ± 0 , o que demonstrou a exata coincidência das mesmas e serviu como parâmetro para o teste de reprodutibilidade geométrica.

O aumento no tempo de exposição em 50% permitiu uma variação significativa ($p=0,01$) de densidade, expressa pela diferença na média dos resultados da subtração dos pares I-CA I-CB e I-ID I-CB, podendo ser relativamente extrapolado para diferenças de densidade decorrentes da variação da tensão elétrica no momento da tomada radiográfica, variações no processamento ou decorrentes da diferença no número de lote dos filmes utilizados em diferentes momentos.

A ferramenta de equalização do Imagelab, apesar de não corrigir perfeitamente estas discrepâncias, amenizou-as, já que os resultados da subtração dos pares I-CA I-CB_{eq} e I-ID I-CB_{eq} não diferiram significativamente entre si.

CONCLUSÕES

Os resultados obtidos na presente amostra permitem concluir que:

1. A adaptação de um registro oclusal individual ao posicionador propicia

reprodutibilidade geométrica de imagens tomadas com intervalo de 30 dias, pois não houve diferença significativa entre os resultados da subtração de uma imagem e seu controle padrão e a subtração desta imagem de sua cópia;

2. Diferenças na densidade radiográfica decorrentes da variação em 50% do tempo de exposição podem ser corrigidas pelo recurso de equalização do software Imagelab, pois não houve diferença significativa entre os resultados da subtração de pares de imagens com diferentes densidades previamente equalizadas e de imagens padronizadas quanto à geometria e à densidade.

ABSTRACT:

Recent studies have been demonstrating that the digital subtraction of images allows the detection of small bone loss, not identified in visual comparison of x-rays. The geometric or density discrepancy among the two compared images can be interpreted as anatomical change. To evaluate if the use of an individualized positioning device allows geometric standardization and if the software Imagelab does density image's equalization appropriated for digital subtraction, 20 periapical x-rays of the of molars region of dried human jaws were taken, with the positioning devices individualized through occlusal records in acrylic and automatic processing. Of each region there were obtained 3 x-rays: initial (I) and control (CA) after 30 days, both with 70 kV, 10 mA and 0,2s time exposure, and control B (CB) just varying the exposure (0,3s). The images were scanned and then subtracted. The averages of the medium density values in the subtracted images of each set were compared among themselves by the student's t test. The present methodology showed geometrically standardized x-rays, therefore the density of the image's subtraction I-CA didn't differ from the result of the subtraction of duplicated images (I-ID). The medium density of the subtraction of the sets I-CA and I-ID differed significantly ($p=0,01$) to the set I-CB. Significant differences were not observed when the sets I-CA and I-CB_{eq} were compared, showing that variations in the density can be corrected by the resource of images equalization.

KEYWORDS

Dental Radiography, Digital

Radiographic Subtraction

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- CHEN, S.K; HOLLENDER, L. Digitizind of radiographs with a flatted scanner. **J. Dent.**, Guildford, v. 23, n. 4, p. 205-208, Aug. 1995.
- DOVE, S. B. et al. Analysis of sensitivity and specificity of a new digital subtraction system. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v. 89, n. 6, p. 771-776, June 2000.
- GRÖNDAHL, H.G.; GRÖNDAHL, K. Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v.55, p. 208-213, Feb.1983.
- HAUSMANN, E. Validation of quantitative digital subtraction radiography using the electronically guided alignment device/impression technique. **J. Periodontol.**, Chicago, v. 67, n. 9, p. 895-899, Sept. 1996.
- HILDEBOLT, C.F.; et al. Comparison of the response of storage phosphor and film radiography to small variations in X-ray exposure. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Basingstoke, v. 26, n. 3, p.147-151, May 1997.
- JANSSEN; P.T.M. The effect of in-vivo-occurring errors in the reproducibility of radiographs on the use of the subtraction technique. **J. Clin. Periodontol.**, Copenhagen, v. 16, n. 1, p. 53-58, Jan. 1989.
- KASHIMA, I. Computed radiography with photostimulable phosphor in oral and maxillofacial radiology. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v. 80, n. 5, p.577-598, Nov., 1995.
- KHADEMI, J.A. Digital images and sound. **J. Dent. Educ.**, Washington, v. 60, n. 1, p.41-46, Jan. 1996.
- LUDLOW, J. B. Comparison of stent versus laser-and cephalostat-aligned periapical film-positioning techniques for use in digital subtraction radiography. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v. 77, n. 2, p. 208-215, Feb. 1994.
- MATTESON, S. R. et al. Advanced imaging methods. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, Boca Raton, v. 7, n. 4, p. 346-95, 1996.
- MOL, A.; VAN DER STELT, P.F. Locating the periapical region in dental radiographs using digital image analysis. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v. 75, n. 3, p. 373-382, Mar., 1993.

OHKI, M.; et al. Factors determining the diagnostic accuracy of digitized conventional intraoral radiographs.

Dentomaxillofac. Radiol., Basingstoke, v. 23, n. 2, p. 77-82, May., 1994.

REDDY, M.S. Digital subtraction radiography. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 37, n. 4, p. 553-565, Oct., 1993.

RUTTIMANN, U. E. et al. Exposure geometry and film contrast differences as bases for incomplete cancellation of irrelevant structures in dental subtraction radiography. **Proc. SPIE**, v. 314, p. 372-7, 1998.

SARMENTO, V. A., RAMALHO L. M. P. Avaliação da qualidade de obturação endodôntica através da digitalização direta de imagens. **Odonto Ciência**, Porto Alegre, v.2. n. 26, jul. 1998.

SARMENTO, V.A.; RUBIRA, I.R.F. Mensuração da densidade óptica apical-uma proposta para diagnóstico diferencial em endodontia. **J. Bras. Odont. Clín.**, v. 2, n. 12, p. 65-68, nov./dez., 1998.

SAMARABANDU, J. Algorithm for the automated alignment of radiographs for image subtraction. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v. 77, n. 1, p. 75-79, Jan. 1994.

VAN DER STELT, P. F. Modern radiographic methods in the diagnosis of periodontal disease. **Adv. Dent. Res.**, Washington, v. 7, n. 2, p. 158-162, Aug. 1993

YOSHIURA, K. et al. Ultrasonographic texture characterization of salivary and neck masses using two-dimensional gray-scale clusterig. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Basingstoke, v. 26, n. 6, p. 332-336, Nov., 1997.

WENZEL, A. Effect of manual compared with reference point superimposition on image quality in digital subtraction radiography. **Dentomaxillofac. Radiol.**, Basingstoke, v. 18, n. 4, p.145-150, Nov., 1989.

Endereço para correspondência:

Prof^a. Vania Fontanella
Faculdade de Odontologia UFRGS
Rua Ramiro Barcelos, 2492
CEP 90035-003
E-mail: vaniafontanella@zaz.com.br