Avaliação Do Ruído Fotônico Em Imagens Digitalizadas

Evaluation of photon noise on digitalized images

Viviane Almeida Sarmiento*
Ana Clara de Rebouças Carvalho**
Ilana Miranda Luz***

RESUMO

A aparência de uma imagem radiográfica digitalizada é de extrema importância para uma correta interpretação e consequentemente, um efetivo diagnóstico. Sabendo-se que são vários os fatores que podem influenciar a qualidade de uma imagem digitalizada, variáveis aplicadas durante o processo de digitalização precisam ser analisadas a fim de que possíveis interferências negativas sejam eliminadas. Alguns desses parâmetros incluem a resolução espacial, o alcance dinâmico e a presença e magnitude do ruído. A repercussão do ruído fotônico em imagens digitalizadas foi avaliada experimentalmente, expondo-se filmes radiográficos de forma padronizada, alterando-se apenas o intervalo de tempo entre as exposições subseqüentes ao feixe de radiação X. Assim, foram radiografados três grupos de filmes, sendo que no grupo 1, o tempo de intervalo entre os disparos foi de 20 seg; nos grupos 2 e 3, o intervalo entre as exposições foi de 5 min (sendo que no grupo 3 foi empregado simulador de tecidos moles). Após processamento com soluções químicas as radiografias foram digitalizadas e a média e os valores máximo e mínimo dos níveis de cinza (NC) de seus histogramas obtidos. Os resultados revelaram haver diferença na média de NC e alcance dinâmico entre as radiografias de cada grupo e entre os grupos. Essa oscilação deve-se provavelmente à própria heterogeneidade dos fótons de raios X, uma vez que todas as demais variáveis foram controladas.

PALAVRAS-CHAVE

Radiografia dentária. Intensificação da imagem radiográfica. Ruído.

INTRODUÇÃO

Em imagens digitalizadas, ruído é a flutuação indesejável das intensidades dos *pixels* (SHROUT *et al.*, 1993). Existem vários tipos de ruído, que podem comprometer a imagem digitalizada, afetando tanto a sensibilidade quanto a intensidade da escala de cinza (MOLTENI, 1993; FARMAN, SCARFE, 1994). Podem ser citados o ruído proveniente do processamento do sinal, o ruído eletrônico e o ruído determinado pelo fóton (MOLTENI, 1993).

O fator que mais contribui para o primeiro tipo de ruído é o *dark current* ou *fog* (carga espontânea gerada na superfície do sensor) originado no próprio CCD (*charge coupled device* – dispositivo armazenador de carga), e que é fortemente dependente da temperatura. A região mais próxima da extremidade do sensor, onde os componentes eletrônicos são posicionados, é mais quente e é o local com maior acúmulo de *dark current*. Experimentalmente, o *dark current* por *pixel* é da ordem de 20.000 elétrons/seg ou 10.000 elétrons para um ciclo de leitura de 0,5 seg. Isso é comparável ao *bit* mais insignificante na conversão analógica-digital (A/D) de 8 *bits* e pode ser negligenciada. O efeito do *dark current* é análogo à densidade de base ou *fog* das radiografias convencionais. Dentro da faixa de exposição usada na prática, nem a magnitude nem a variação na distribuição desta densidade afetarão as imagens clínicas (MOLTENI,

1993; WELANDER *et al.*, 1993).

A contribuição do ruído eletrônico é ainda menor e pode ser completamente ignorada para efeitos práticos. O ruído fotônico é o responsável pela proporção restante. Esse ruído foi estimado ser na ordem de quinze, para aparelhos de 65 a 70 kVp, com uma energia média do espectro de radiação de 35 keV (MOLTENI, 1993).

Para que uma imagem radiográfica tenha qualidade suficiente para um bom diagnóstico é necessário que o sinal a ser detectado exceda o ruído inerente ao sistema radiográfico. Pequenas mudanças nos tecidos somente serão percebidas, se houver menos ruído (WENZEL, 1994; VERSTEEG; SANDERINK; van der STELT, 1997). A proporção sinal-ruído (*signal-noise ratio* – SNR) é particularmente significativa porque o ruído é mais evidente nas imagens digitalizadas do que nos filmes convencionais, porque as primeiras são exibidas em maior tamanho no monitor do computador (MOLTENI, 1993; WELANDER *et al.*, 1993). A maior diferença entre a imagem radiográfica obtida através de filmes radiográficos e aquela capturada por sensores digitais é que os últimos têm uma sensibilidade maior aos raios X. Como as imagens digitais requerem baixas doses de radiação, é importante delinear a SNR para assegurar uma boa qualidade de imagem. A SNR pode ser definida como a proporção entre a fração que realmente está relacionada com a informação para o diag-

nóstico (sinal) e aquela fração que não traz informações úteis (ruído) (VERSTEEG; SANDERINK; van der STELT, 1997).

Segundo WELANDER *et al.* (1993) e WENZEL (1994), o ruído eletrônico e de digitalização são de menor importância, porém a flutuação da fonte de raios X deve ser considerada para efeito prático, na obtenção de radiografias digitais. O ruído então é parcialmente o resultado da própria natureza dos fótons de raios X (VERSTEEG; SANDERINK; van der STELT, 1997). Este trabalho tem como objetivo avaliar o grau e a repercussão do ruído fotônico em relação à qualidade de imagens digitalizadas.

REVISÃO DE LITERATURA

A introdução das imagens radiográficas intrabucais digitalizadas na atividade clínica do cirurgião-dentista representa uma importante evolução no processo de diagnóstico comumente realizado por estes profissionais (FARMAN; SCARFE, 1994). Versteeg *et al.* (1997), ao analisarem a eficácia deste advento na prática odontológica, relataram ter a imagem digitalizada um grande potencial para o diagnóstico, devido às possibilidades de alterações da aparência da imagem em busca de uma melhor qualidade.

Não obstante todas as vantagens da digitalização sobre as radiografias convencionais, Farman e Scarfe (1994) chamam a atenção para os muitos fatores determinantes

* Professora da UFBA, UEFS e UNIME, Radiologista (UFBA), Mestre em Clínica Odontológica (UFBA), Doutora em Estomatologia (PUCRS); - Rua Macaúbas, n. 556 Rio Vermelho Salvador-BA CEP: 41940-250 Salvador – BA e-mail: viviane.sarmiento@terra.com.br

** Aluna da Faculdade de Odontologia (UFBA); Bolsista do PET/SESU-MEC;

*** Aluna da Faculdade de Odontologia (UFBA).

de uma imagem de qualidade satisfatória. Para estes autores, certos parâmetros, tais como o ruído, eficiência do quantum, alcance dinâmico, acurácia fotométrica e resolução espacial devem ser analisados pelos profissionais usuários dos sistemas.

Um dos fatores importantes a ser destacado é o nível de exposição do sensor à radiação X. Assim, de acordo com Molteni (1993), o máximo de *SNR* é encontrado quando todo o alcance dinâmico é explorado, isto é, quando a radiação causa saturação naquelas áreas do sensor que foram expostas ao máximo. Este nível de exposição que causa saturação não deve ser excedido, já que isto causa um efeito denominado *blooming* (termo que se refere ao espalhamento dos elétrons dos *pixels* supersaturados para as áreas vizinhas, obliterando a informação útil). Isto pode ser desejável, no entanto, para se aumentar a *SNR* se as áreas nas quais se deseja fazer diagnóstico não estão adjacentes às áreas de *blooming*. O ruído pode ser diminuído e a *SNR* aumentada por filtração especial, que é equivalente a agrupar mais células e então colecionar mais sinal por *pixel*. Esse procedimento, contudo, diminui a resolução da imagem.

Com relação ao tempo de exposição, o aumento deste tende a elevar também o ruído, entretanto, quando o sensor está saturado, nenhuma dose adicional reduzirá a *SNR*. Assim, em princípio, sensores mais sensíveis determinam *SNR* maior. Por outro lado, Wenzel (1994) salienta que baixas doses de exposição sempre vão adversamente afetar o diagnóstico, de maneira que a sensibilidade deve ser sempre contrabalançada com o seu nível de ruído. A sensibilidade do sistema, por sua vez, é determinada pelo número de fótons requeridos para saturar o sensor. A *SNR* é limitada pelo pequeno número de fótons que contribuem para criar a imagem. Adicionalmente, o alcance dinâmico máximo útil é limitado pela *SNR* da imagem. Se existem diferenças entre os sistemas quando um mesmo objeto é radiografado, ou seja, se poucas nuances de cinza são capturadas por um sistema e mais por outro, isto, teoricamente, reduzirá o nível de ruído da imagem obtida pelo primeiro sistema (WENZEL, 1994; VERSTEEG; SANDERINK; van der STELT, 1997).

Para Wenzel (1994), a captura de uma imagem, através de uma câmara, e o procedimento de digitalização constituem a maior fonte de ruído e, conseqüentemente, diminuem a qualidade da imagem. Não se sabe, no entanto, se o nível de ruído dos sistemas diretos é comparável àquele visto na digitalização indireta. Para avaliar o ruído das imagens originadas de sistemas diretos, pode-se subtrair uma imagem da outra adquirida de forma idêntica. O resultado da subtração serve para expressar o ruído do

sistema, embora esse nível duplique quando duas imagens são superpostas para serem subtraídas em seguida. Quantitativamente, o valor do desvio-padrão (DP) do histograma define a distribuição das nuances de cinza na imagem. Um maior número de tons de cinza no histograma significa um maior ruído e um maior DP. Esta autora desenvolveu um estudo, no qual os sistemas *RadioVisioGraphy* (RVG), *Sens-A-Ray* e *Visualix* foram comparados quanto à presença e à magnitude do ruído eletrônico. Os sensores foram expostos à radiação X, utilizando um aparelho com regime de 70 kVp e 8 mA e uma distância focal de 20 cm. A região de molares inferiores do lado esquerdo de um manequim foi radiografada dez vezes consecutivas, com um intervalo de 10 seg entre as exposições pelos três sistemas. Os tempos de exposição foram de 0,2; 0,46; 0,6 seg. Uma análise subjetiva concluiu que o brilho das imagens do *Visualix*, com um tempo de exposição de 0,2 seg, é comparável ao das imagens do RVG obtidas com 0,46 seg e à do *Sens-A-Ray* com 0,6 seg. O DP do histograma serviu como expressão da quantidade de ruído presente na imagem. Os resultados revelaram que o ruído do sensor aumentou significativamente com o tempo de exposição para os três sistemas, exceto para as imagens obtidas com 0,46 seg e 0,6 seg pelo sistema *Sens-A-Ray*. Essa relação é difícil de ser notada nos sistemas diretos porque o nível de radiação necessário para saturar o sensor é pequeno. Ademais, os sistemas que trabalham com CCDs expostos diretamente à radiação (*Sens-A-Ray* e *Visualix*) tiveram um maior nível de ruído do que o sistema no qual a luz é dirigida ao CCD por meio de fibras óticas (RVG).

Yoshioka *et al.* (1996) estudaram os fatores que poderiam originar o ruído na imagem no sistema RVG-S, o qual utiliza sensores CCD. A temperatura do sensor durante a exposição aos raios X e o tempo para a aquisição da imagem foram avaliados em um aparelho radiográfico cujo regime era de 70 kVp e 8 mA. O tempo de exposição utilizado variou de 0,08 a 0,48 seg e a temperatura do sensor foi controlada, durante a exposição, por um termostato, variando de 20° a 38° C. Os resultados dos autores demonstraram que existiu um decréscimo no valor dos *pixels* diretamente proporcional ao tempo de exposição aos raios X. O DP da média dos valores dos *pixels* aumentou com o aumento do tempo de exposição. O decréscimo na média dos valores dos *pixels* foi diretamente proporcional ao tempo de aquisição da imagem, em todas as temperaturas empregadas. O DP dos valores de *pixels* proporcional à quantidade de ruído foi maior nas temperaturas mais altas. Em relação à temperatura do sensor, quanto mais alta, mais escura foi a imagem obtida pelo siste-

ma RVG-S. A média dos valores de *pixels* mudaram com a temperatura do sensor, mas tornou-se relativamente constante quando o sensor permanecia por mais de 5 min no interior da boca. O escurecimento foi maior na extremidade do sensor, onde o cabo é conectado.

Outro estudo avaliou como as flutuações na exposição aos raios X modificaram a média dos NC, para as imagens digitalizadas a partir de radiografias convencionais e de um sistema digital à base de fósforo. Modificação da posição das radiografias na área ativa do *scanner*, assim com diferentes áreas da sua superfície foram variáveis analisadas. Uma placa de captura ao lado de dois filmes convencionais *Ektaspeed Plus* foram expostos simultaneamente, variando o posicionamento entre os três a cada exposição. O aparelho radiográfico possuía 70 kVp e 20 mA e a distância focal foi de 45,7 cm. O tempo de exposição foi de 0,15 seg. Uma das radiografias convencionais foi processada automaticamente, e a outra em laboratório, sob condições padronizadas. Depois foram digitalizadas com 50 mm e 12 bits. As placas de captura foram desenvolvidas pelo sistema *DenOptix*, com 42 mm e 12 bits. Em seguida todas as imagens foram transferidas para o programa de análise. Sobre cada imagem cinco regiões de interesse, de 50 x 50 mm, foram desenhadas nos quatro cantos e no centro da imagem. A média do NC foi anotada. Os resultados mostraram que uma variação de 5% foi encontrada durante a exposição (8,62 mC/Kg a 9,03 mC/Kg). Para as placas de captura, existiu diferença significativa entre as médias de NC com o tempo de exposição, e quando a posição da placa foi mudada durante a exposição. As médias de NC para as radiografias processadas automaticamente ou em laboratório somente apresentaram diferença significativa quando a posição da imagem foi alterada durante a exposição. Isso mostra que as placas de captura foram mais sensíveis às variações da fonte durante a exposição, sob condições laboratoriais. Assim elas podem ser preferidas aos filmes convencionais, quando pequenas diferenças de contraste são requeridas (HILDEBOLT *et al.*, 1997).

Testes indicaram que utilizando a exposição exigida por um filme de velocidade E, os sensores do sistema *Sens-A-Ray* produziram radiografias com uma *SNR* que é igual ou menor que a do filme convencional (NELVIG; WING; WELANDER, 1992). A *SNR* do sistema *Sens-A-Ray* foi calculada na presença e ausência de ruído eletrônico e *dark current*. Concluiu-se que a adição de *dark current* e de ruído tem efeito limitado sobre a *SNR*. Isto porque o sinal que forma a imagem predomina sobre o *dark current* e a quantidade de ruído sobrepuja o ruído eletrônico, acima de uma baixa dose de exposição.

A *SNR* é maior que 10 para exposições maiores que 2 mC/Kg. Isto corresponde a uma exposição de 0,15 seg sobre o nível de *fog* no filme radiográfico convencional (WELANDER *et al.*, 1993).

Avaliando-se as propriedades técnicas do sistema *Sens-A-Ray* concluiu-se que a dose-resposta deste sensor é uma função linear ao tempo de exposição, quando voltagens de 50 a 90 kVp foram utilizadas. As funções para todos as séries de voltagem foram praticamente idênticas e então, a dose-resposta é basicamente independente da quilovoltagem. Acrescentando ruído eletrônico e *dark current* às funções dose-resposta, encontram-se linhas paralelas com aumento do DP. Tanto o NC quanto a faixa de exposição são menores. Como o sensor é mais sensível à radiação X que os filmes convencionais, o seu alcance de exposição é mais estreito. A presença de *dark current* diminui o alcance dinâmico do sensor. Esta redução aumenta com o aumento do tempo de exposição. Para a completa saturação cerca de 6,7 a 7 mC/Kg são necessários, na ausência de *dark current*. Com 0,25 seg de exposição e 63 kVp, a total saturação ocorre com cerca de 5,7 mC/Kg. O alcance dinâmico reduz cerca de 15%. Como esta também é uma função linear ao tempo de exposição, um tempo de 0,4 seg determina uma redução de 25% deste alcance (WELANDER *et al.*, 1993).

O aumento do *fog* ou *dark current* no sensor do sistema *Sens-A-Ray* é diretamente proporcional ao tempo de exposição à radiação X. Além disso, existe uma geração espontânea de carga na camada de silício do sensor, que altera o sinal. A temperatura do sensor também é diretamente proporcional à deposição de carga sobre ele. Quando o sinal é assim alterado e a imagem final torna-se muito escura, uma parte significativa do alcance dinâmico é perdida. No uso clínico, entretanto, o tempo de exposição do sensor geralmente é muito pequeno para deteriorar a imagem final. Além disso, o *fog* causado por um aumento de carga sobre os *pixels* pode ser eliminado pela subtração digital e por mudanças no brilho e no contraste pelo pós-processamento da imagem digitalizada (NELVIG; WING; WELANDER, 1992; WELANDER *et al.*, 1993).

METODOLOGIA

POPULAÇÃO E AMOSTRA

A região de molares de uma mandíbula humana seca, cedida pelo Departamento de Ciências Morfológicas da Universidade Federal da Bahia, foi radiografada de forma padronizada em filmes radiográficos convencionais, obtendo-se quarenta e cinco radiografias distribuídas em três grupos, a saber:

§ Grupo 1 (quinze radiografias): sem simulador de tecidos moles; tempo de exposição de 0,2 seg; tempo de intervalo entre

os disparos de 20 seg.

§ Grupo 2 (quinze radiografias): sem simulador de tecidos moles; tempo de exposição de 0,2 seg; tempo de intervalo entre os disparos de 5 min.

§ Grupo 3 (quinze radiografias): com simulador de tecidos moles; tempo de exposição de 0,5 seg; tempo de intervalo entre os disparos de 5 min.

Após obtenção das radiografias, estas foram digitalizadas e analisadas em relação à extensão da sua escala de cinza (média e valores máximo e mínimo dos NC no histograma de cada imagem). Assim, de cada imagem digitalizada foram obtidas três medidas. As medidas foram tomadas duas vezes, com intervalo de no mínimo uma semana entre as avaliações, sendo que ao final foram realizadas duzentas e setenta medidas.

COLETA E PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS

OBTENÇÃO DAS IMAGENS

Os filmes radiográficos convencionais (filme periapical tamanho 2, sensibilidade D (*Ultra-speed-Eastman Kodak Company, New York, USA*) foram expostos em um único aparelho radiográfico (*Spectro 70X, Dabi Atlante S.A. Indústrias Médico Odontológicas, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil*) de 70 kVp e 8 mA, com uma distância focal de 20 cm. Os tempos de exposição foram de 0,2 (sem simulador de tecidos moles) e 0,5 seg (com simulador de tecidos moles – caixa de acrílico (5,0 X 4,2 X 3,0 cm) preenchida com água). Os tempos de intervalo entre uma exposição e outra foram de 20 seg e 5 min, a depender do grupo experimental, como descrito acima.

O conjunto filme-mandíbula-simulador de tecidos moles (quando empregado), foi mantido em posição com o auxílio de fita adesiva. O feixe de radiação X incidiu perpendicularmente ao conjunto (Figura 1).

PROCESSAMENTO QUÍMICO DOS FILMES RADIOGRÁFICOS

Os filmes radiográficos depois de expostos foram processados manualmente, em câmara escura tipo labirinto, com filtro de segurança (*GBX-2, Kodak Company, New York, USA*), com tempo de permanência nas soluções químicas (*Kodak Company, New York, USA*), sempre novas, rigidamente respeitados. Todas as quinze radiografias de cada grupo foram reveladas simultaneamente, evitando que esta fase da obtenção da radiografia interferisse na sua aparência e conseqüentemente no seu histograma, após digitalização. As radiografias foram secas em estufa apropriada (*EMB, Indústria Brasileira*). Em seguida, todas as radiografias foram arquivadas em cartelas, devidamente identificadas.

Preparação das Imagens

Após o processamento, cada radiografia foi digitalizada por um *scanner* com leitor de transparência (*HP Precision-Scan Pro 2.5, ScanJet XPA, Hewlett Packard Company, Greeley, Colorado, USA*), com uma resolução espacial de 600 dpi, em 100% do seu tamanho original, no modo escala de cinza (8 bits) e armazenadas no formato *-BMP*, devidamente identificadas. No momento da digitalização, a posição da radiografia no *scanner* foi padronizada e máscaras de papel preto permitiram a passagem da luz apenas pela radiografia. No total foram digitalizadas quarenta e cinco radiografias.

ANÁLISE DAS IMAGENS

Em um computador compatível com *IBM* com o programa *Windows*, e um monitor de 17", tela plana *Super VGA*, as imagens foram abertas no Programa *Photoshop v. 6.0 (Adobe Systems Incorporated, Mountain View, California, USA)*, em 33,3% do seu tamanho original. Os valores máximo e mínimo e a média dos NC do histograma de cada imagem foram anotados. Subtraindo-se o valor máximo de NC do mínimo obteve-se a extensão da escala de cinza de cada imagem.

As medidas foram feitas duas vezes, alterando-se a ordem das imagens em cada avaliação. As médias das medidas foram então calculadas e submetidas à análise estatística.

ANÁLISE DE DADOS

Foram empregados os teste *t* de *Student* e Análise de Variância (*ANOVA*), para uma probabilidade de erro de 5%.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

As radiografias de cada grupo, no presente trabalho, foram obtidas de forma padronizada, pois as relações geométricas entre aparelho, objeto e filme foram sempre controladas, assim como a sensibilidade do filme, distância focal, tempo de exposição e processamento radiográfico. Apenas o feixe de radiação X foi alterado entre as imagens. Considerando então que a metodologia empregada tentou eliminar possíveis fatores que poderiam interferir na aparência da imagem, quanto ao seu grau de escurecimento e escala de contraste, seria presumível que visualmente elas fossem semelhantes entre si, dentro de cada grupo. Além disso, após a digitalização, avaliando-se os histogramas de cada imagem de um mesmo grupo, tanto a média quanto a amplitude da escala de cinza deveriam ser similares entre si. Sendo o feixe de raios X a única variável existente, diferenças percebidas entre essas medidas, em cada grupo, poderiam ser atribuídas à heterogeneidade do fóton de raios X, o que se chama de ruído fotônico. Essa oscilação

já foi relatada em vários estudos. Hildebolt *et al.* (1997) encontraram, por exemplo, uma variação de 5% entre os feixes de radiação X em disparos subsequentes.

Preliminarmente, avaliando o conjunto de radiografias de cada grupo, no negatoscópio, já se pode perceber a variação de densidade e contraste existente entre elas (Figura 2 (a, b, c)). Essas diferenças visuais puderam ser confirmadas avaliando-se os histogramas de cada imagem (Quadros 1, 2 e 3).

Assim, quanto maior o desvio-padrão da média dos NC ou da extensão da escala de cinza em cada grupo, maior seria a diferença na aparência entre as imagens desse grupo, o que reflete a presença de ruído. Wenzel (1994) e Yoshioka *et al.* (1996) também utilizaram a medida do DP dos NC para indicar a presença de ruído na imagem.

No presente estudo o valor de DP dos NC foi alto em cada grupo. No grupo 1, o valor do DP da média dos NC foi de 17,58; no grupo 2, 18,00 e no grupo 3 foi de 11,80 (Figura 3). Como as radiografias dentro de cada grupo foram obtidas de forma idêntica, era presumível que o DP dessas médias fosse mínimo ou nulo. Provavelmente o ruído fotônico foi responsável por essas diferenças. As imagens dentro dos grupos 1 e 2 foram mais diferentes entre si, fato demonstrado pelos altos valores de DP, devendo então o ruído ter sido maior nesses grupos. Provavelmente isso se deve não somente ao baixo tempo de exposição aos raios X empregado nesses grupos (0,2 seg), mas também à heterogeneidade de cada fóton, devido ao pequeno intervalo de tempo ocorrido entre os disparos consecutivos do aparelho de raios X (20 seg e 5 min, respectivamente), que não permitiram uma reorganização atômica dentro do aparelho e então feixes de raios X mais intensos e homogêneos.

Quanto à extensão da escala de cinza, os valores de DP para os grupos foram 28,32; 40,71 e 15,13, respectivamente (Figura 3). Isto também indica uma falta de homogeneidade da quantidade de tons de cinza exibidos em cada imagem de um mesmo grupo, sendo esta heterogeneidade maior para as imagens dos grupos 1 e 2. Isso indica um maior nível ruído para estes grupos.

Quanto à média dos NC de cada grupo, obteve-se os seguintes resultados: grupo 1, 192,24; grupo 2, 183,02; grupo 3, 189,52 (Figura 4). Sabendo-se que a escala de cinza de imagens digitalizadas com 8 bits possui 256 tons de cinza, no qual o valor zero corresponde à cor preta e o valor duzentos e cinquenta e cinco à cor branca, nota-se que as radiografias do grupo 2 foram as mais escuras, seguidas pelas radiografias dos grupos 3 e 1, nesta ordem, porém essas diferenças não foram estatisticamente significativas ($p=0,28$).

Quadro 1: Média dos NC e valores mínimo e máximo da escala de cinza, nas duas análises realizadas, das radiografias do grupo 1 (5 segundos sem simulador de tecidos moles)

Radiografia	1ª análise			2ª análise		
	Média NC	Valor mínimo de cinza	Valor máximo de cinza	Média NC	Valor mínimo de cinza	Valor máximo de cinza
01	170,24	106	237	169,92	106	236
02	211,01	157	252	211,01	156	252
03	190,63	112	254	190,49	111	254
04	222,48	183	249	222,44	185	247
05	171,28	106	240	171,30	106	240
06	204,34	138	243	204,28	138	242
07	185,01	123	240	185,01	123	252
08	189,90	110	254	189,97	109	248
09	218,26	194	244	218,24	194	243
10	194,37	122	253	194,41	123	253
11	195,96	134	250	195,79	133	248
12	177,64	115	240	177,59	113	238
13	161,93	91	242	161,78	92	240
14	201,39	145	248	201,80	145	249
15	189,33	133	240	189,33	132	239

Quadro 2: Média dos NC e valores mínimo e máximo da escala de cinza, nas duas análises realizadas, das radiografias do grupo 2 (5 min sem simulador de tecidos moles)

Radiografia	1ª análise			2ª análise		
	Média NC	Valor mínimo de cinza	Valor máximo de cinza	Média NC	Valor mínimo de cinza	Valor máximo de cinza
01	190,15	111	255	190,10	112	253
02	160,07	10	246	160,25	09	246
03	182,29	100	248	181,95	101	247
04	175,36	95	242	175,16	95	243
05	194,91	143	238	194,88	142	239
06	162,86	89	249	163,05	87	233
07	173,38	90	245	173,38	89	252
08	211,56	151	254	211,45	151	252
09	169,14	85	228	169,25	88	228
10	200,86	138	250	200,89	138	250
11	183,92	120	243	183,86	121	241
12	157,15	18	246	157,02	18	247
13	217,31	171	250	217,31	16	246
14	190,19	135	240	190,08	134	239
15	176,49	97	246	176,44	98	245

Quadro 3: Média dos NC e valores mínimo e máximo da escala de cinza, nas duas análises realizadas, das radiografias do grupo 3 (5 min com simulador de tecidos moles)

Radiografia	1ª análise			2ª análise		
	Média NC	Valor mínimo de cinza	Valor máximo de cinza	Média NC	Valor mínimo de cinza	Valor máximo de cinza
01	197,55	141	252	197,57	142	252
02	195,13	136	252	195,10	136	251
03	178,07	122	239	177,98	122	238
04	208,75	154	251	208,68	155	251
05	179,88	113	252	179,89	113	252
06	163,33	99	239	163,50	100	239
07	182,32	112	253	182,10	113	243
08	193,10	126	250	193,04	126	251
09	198,45	151	240	198,26	152	240
10	192,62	125	254	192,62	126	251
11	197,75	145	249	197,69	144	250
12	174,28	111	239	174,29	112	239
13	198,79	137	251	198,81	137	250
14	195,39	135	251	195,40	135	251
15	187,76	119	252	187,60	119	251

Figura 3: Desvio-padrão das médias dos NC e da extensão da escala de cinza, em relação ao grupo experimental

Figura 4: Média dos NC e extensão da escala de cinza, em relação ao grupo experimental.

Sabendo-se ainda que maiores tempos de exposição determinam menores valores de NC (YOSHIOKA *et al.*, 1996) e consequentemente radiografias mais escuras, era esperado que as imagens do grupo 3, no qual se empregou o maior tempo de exposição do estudo (0,5 seg), apresentassem menor média dos NC, que a dos grupos 1 e 2, cujo tempo de exposição aos raios X foi de 0,2 seg. Porém, isso somente ocorreu em relação ao grupo 1, embora a diferença não tenha sido significativa ($p=0,62$). Por outro lado, as imagens do grupo 2 ficaram mais escuras que as do grupo 3 e talvez isso se deva ao fato de neste último ter se utilizado o simulador de tecidos moles, o que atenuou o feixe de radiação X, determinando radiografias mais claras que aquelas do grupo 2, cujo tempo de exposição foi menor, porém o simulador de tecidos moles não foi utilizado. Essa diferença também não foi significativa ($p=0,25$).

Entre os grupos 1 e 2, observa-se que o primeiro apresentou imagens mais claras que as do grupo 2 (diferenças não significativas; $p=0,17$), embora o tempo de exposição tenha sido o mesmo para ambos os grupos (0,2 seg). As diferenças existentes entre esses grupos foram oriundas do próprio feixe de raios X a cada exposição e também devido ao fato de no primeiro grupo o intervalo entre os disparos dos raios X ter sido menor (20 seg), do que no grupo 2 (5 min). Assim, provavelmente os disparos com menor intervalo de tempo entre eles não permitiram uma reorganização atômica no aparelho de raios X, determinando feixes com poder energético aquém daquele marcado no aparelho. Esses fótons menos intensos alcança-

ram o filme em menor proporção e determinaram radiografias mais claras. Essa oscilação entre os feixes de raios X disparados consecutivamente é o próprio ruído fotônico.

No trabalho de Hildebolt *et al.* (1997), a heterogeneidade dos feixes de raios X foi refletida na média dos NC das imagens digitais obtidas com um sistema à base de fósforo, e foi menos perceptível nas radiografias convencionais digitalizadas posteriormente. Isso mostra que as placas de captura foram mais sensíveis às variações da fonte durante a exposição. Com a metodologia aplicada no presente estudo, essa variação da média dos NC já pode ser detectada em radiografias convencionais digitalizadas.

Em relação à extensão da escala de cinza, houve diferença significativa entre os três grupos ($p=0,01$). Entre os grupos 2 e 3 e entre os grupos 1 e 2, houve diferença estatística ($p=0,02$ e $p=0,02$), sendo que a escala foi maior para os filmes do grupo 2 (escala com 146 tons de cinza) do que para os do grupo 3 (escala com 119 tons de cinza) ou 1 (114 tons) (Figura 4). Isso aconteceu porque nas radiografias do grupo 2, mais escuras, o valor mínimo da escala de cinza foi mais baixo que no grupo 3, alongando a escala de cinza. Isso pode ser compreendido, sabendo-se que as imagens com maior ruído apresentam um maior alcance dinâmico, pois a SNR limita a amplitude dinâmica do filme (WENZEL, 1994; VERSTEEG; SANDERINK; van der STELT, 1997). Contrapondo-se a essa afirmativa, Molteni (1993) acredita que o máximo de sinal é encontrado quando todo o alcance dinâmico é explorado e

para Welander *et al.* (1993), o aumento do dark current, diminui o alcance dinâmico da imagem.

Por outro lado, quanto maior o tempo de exposição, menor o alcance dinâmico da imagem (WELANDER *et al.*, 1993). Isso ajuda a explicar a menor extensão da escala de cinza do grupo 3 (cujo tempo de exposição foi de 0,5 seg) em relação ao grupo 2 (0,2 seg), embora no grupo 3 tenha sido utilizado o simulador de tecidos moles que diminuiu a quantidade de radiação X que atingiu o filme radiográfico, deixando estas imagens mais claras.

Já entre os grupos 1 e 3 não houve diferença estatística na amplitude dinâmica exibida por suas imagens ($p=0,57$). O grupo 1 apresentou uma extensão da escala de cinza ligeiramente menor (114 tons) que a do grupo 3 (119 tons) (Figura 4).

Os resultados deste trabalho indicam que os dois intervalos de tempo utilizados entre os disparos do aparelho (20 seg e 5 min), conquanto ainda fornecem imagens de diferentes graus de escurecimento e extensão da escala de cinza, parecem ser insuficientes para impedir a repercussão do ruído fotônico. Esses dados indicam a necessidade de se realizar outros estudos, aumentando-se o intervalo de tempo entre os disparos do feixe de radiação X, com o intuito de demonstrar se essa variável poderia diminuir a interferência do ruído fotônico na aparência da imagem. É preciso determinar então qual intervalo de tempo entre os disparos de um aparelho radiográfico poderia determinar fótons mais homogêneos entre si, para que seja possível controlar a aparência da imagem radiográfica final. Sabe-se que a maioria dos aparelhos de radiografias extrabucais em Odontologia exige um intervalo de aproximadamente 4 a 5 min entre as exposições para o correto resfriamento do tubo. Urge saber se o resfriamento do tubo poderia permitir fótons de raios X mais homogêneos, ou se esta variação é impossível de ser controlada na prática clínica.

Além disso, pode-se observar que os maiores valores de DP, tanto em relação à média dos NC, quanto à extensão da escala de cinza, ocorreram para os grupos 1 e 2, e principalmente neste último, nos quais os simuladores de tecidos moles não foram empregados, e portanto o tempo de exposição foi menor (0,2 seg). Pode-se inferir que as variações no feixe de raios X foram mais facilmente percebidas quando menores tempos de exposição foram utilizados, afetando tanto o escurecimento da radiografia, quanto sua escala de contraste. Segundo Wenzel (1994) e Versteeg, Sanderink, van der Stelt (1997), a SNR é limitada pelo pequeno número de fótons que contribuem para criar a imagem, ou seja, tempos de exposição aos raios X

muito pequenos reduzem o sinal útil para a formação da imagem, embora em princípio maiores tempos de exposição confiram mais ruído à imagem.

Percebendo-se a dificuldade de se controlar a heterogeneidade dos fótons de raios X a cada disparo, é preciso considerar essa variável toda vez que radiografias em série, consideradas padronizadas, de um mesmo paciente na clínica ou de estudos *in vitro*, forem obtidas. E então, áreas consideradas mais radiopacas ou mais radiolúcidas, quando comparadas com outras obtidas em um momento anterior, poderão ter essa aparência devido à heterogeneidade do fóton de raios X e não terem sido causadas por uma regressão ou progressão da patologia preservada radiograficamente.

Como método alternativo, a digitalização de radiografias, nestes casos, permitiria a realização de um ajuste eletrônico do brilho e contraste, deixando-as semelhantes e possibilitando assim comparações entre elas.

CONCLUSÕES

- Os altos valores de DP tanto da média dos NC quanto da extensão da escala de cinza dos grupos avaliados implicam apontar o ruído fotônico como o provável fator responsável, já que as variáveis potencialmente capazes de alterar a aparência dessas imagens foram controladas;

- Os mais altos valores de DP foram encontrados para o grupo 2, que por isso demonstrou uma maior magnitude de ruído, seguido pelos grupos 1 e 3, nesta ordem;

Em relação à média dos NC, não houve diferença significativa entre os três grupos avaliados conjuntamente ($p=0,28$), e entre os grupos avaliados dois a dois:

- Entre os grupos 1 e 2 ($p=0,17$), embora as imagens do primeiro grupo tenham sido mais claras devido ao pequeno intervalo de tempo ocorrido entre os disparos do feixe de raios X nesse grupo (20 seg), em relação ao grupo 2 (5 min);

- Entre os grupos 2 e 3 ($p=0,25$), as imagens do grupo 2 foram mais escuras, apesar do menor tempo de exposição empregado (0,2 seg), em relação ao grupo 3 (0,5 seg), provavelmente devido ao uso de simulador de tecidos moles neste último;

- Entre os grupos 1 e 3 ($p=0,62$), como era esperado, o último grupo apresentou imagens mais escuras por ter empregado maior tempo de exposição e maior intervalo de tempo entre os disparos (0,5 seg e 5 min), em relação ao grupo 1 (0,2 seg e 20 seg), apesar do emprego de simulador de tecidos moles no grupo 3.

Avaliando a extensão da escala de cinza, houve diferença estatística entre os três grupos avaliados conjuntamente ($p=0,01$). Avaliados dois a dois, obteve-se os seguintes resultados:

- Entre os grupos 1 e 2 ($p=0,02$) e 2 e 3 ($p=0,02$), sendo que o grupo 2 teve maior amplitude dinâmica, por possuir mais ruído;

- Entre os grupos 1 e 3, não houve diferença significativa ($p=0,56$), apesar dos diferentes protocolos de exposição utilizados, o que parece indicar que ambos os intervalos entre os disparos subsequentes do aparelho de raios X produzem imagens heterogêneas.

ABSTRACT

The appearance of a digitalized image is of much importance for a correct interpretation and, consequently, for an effective diagnosis. There are many factors that may influence the quality of a digitalized image, so variables applied during the process of digitalization must be analysed to permit negative influences to be eliminated. Some of these parameters include spatial resolution, dynamic range and presence and magnitude of the noise. The repercussion of the photon noise in digitalized images was experimentally evaluated, exposing radiographic films in a standard protocol, only altering the interval of time between subsequent exposures to the X ray. Thus, three groups of films were radiographed; in group 1, the interval between the shots was 20 seconds; in groups 2 and 3, the interval was 5 minutes (in group 3, a simulator of soft tissue was used). After processing with chemical solutions, the radiographs were digitalized and the media and the maximum and minimum values of gray levels (GL) of their histograms were obtained. The results revealed a significant difference between the media of GL and the dynamic range in the radiographs of each group and among the groups. This oscillation is probably due to the heterogeneity of the photons of X ray, since all the others variables were controlled.

KEYWORDS:

Dental radiography. Radiographic image enhancement. Noise.

REFERÊNCIAS

- FARMAN, A. G.; SCARFE, W. C. Pixel Perception and Voxel Vision: Constructs for a New Paradigm in Maxillofacial Imaging. *Dentomaxillofac. Radiol.*, Oxford, v. 23, no. 1, p. 5–9, Feb. 1994.
- HILDEBOLT, C. F. *et al.* A Comparison of the Response of Storage Phosphor and Film Radiography to Small Variations in X-ray Exposure. *Dentomaxillofac. Radiol.*, Oxford, v. 26, no. 3, p. 147–151, May 1997.
- MOLTENI, R. Direct Digital Dental x-ray Imaging with Visualix/VIXA. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, Saint Louis, v. 76, no. 2, p. 235–243, Aug. 1993.
- NELVIG, P.; WING, K.; WELANDER, U. Sens-A-Ray. A New System for Direct Digital Intraoral Radiography. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, v. 74, n. 6, p. 818–823, Dec. 1992.
- SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; KELLY, M. S. Flash Dent: An Alternative Charge-Coupled Device/Scintillator-Based Direct Digital Intraoral Radiographic System. *Dentomaxillofac. Radiol.*, Oxford, v. 23, p. 11–17, Feb. 1994.
- SHROUT, M. K. *et al.* 35-mm Film Scanner as an Intraoral Dental Radiograph Digitizer. I: A Quantitative Evaluation. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, Saint Louis, v. 76, no. 4, p. 502–509, Oct. 1993.
- VERSTEEG, C. H.; SANDERINK, G. C. H.; van der STELT, P. F. Efficacy of Digital Intra-Oral Radiography in Clinical Dentistry. *J. Dent.*, Guildford, v. 25, no. 3–4, p. 215–224, May/July 1997.
- WELANDER, U. *et al.* Basic Technical Properties of a System for Direct Acquisition of Digital Intraoral Radiographs. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, Saint Louis, v. 75, no. 4, p. 506–516, Apr. 1993.
- WENZEL, A. Sensor Noise in Direct Digital Imaging (the RadioVisioGraphy, Sens-A-Ray, and Visualix/Vixa systems) Evaluated by Subtraction Radiography. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, Saint Louis, v. 77, no. 1, p. 70–74, Jan. 1994.
- YOSHIOKA, T. *et al.* Correction of Background Noise in Direct Digital Dental Radiography. *Dentomaxillofac. Radiol.*, Oxford, v. 25, no. 5, p. 256–262, Nov. 1996.

AGRADECIMENTOS

A SESU/MEC, por apoiar o desenvolvimento deste trabalho, com bolsa PET. A UFBA/FAPESB, pela verba PRODOC, que permitiu a aquisição dos equipamentos de digitalização de imagens utilizados nesta pesquisa.

Recebido: 05 de janeiro/2004

Aceito: 01 de maio/2004

Endereço para correspondência:

Ana Clara de Rebouças Carvalho
Rua Manoel Barreto, 559/601
Graça - Salvador/BA
CEP 40150-360