

Avaliação de métodos indiretos de digitalização de radiografias cefalométricas em comparação ao método digital direto

Cleomar Donizeth Rodrigues*, Márcia Maria Fonseca da Silveira**, Orivaldo Tavano***, Ronaldo Henrique Shibuya****, Giovanni Modesto*****, Carlos Estrela*****

Resumo

Objetivo: avaliar métodos de digitalização indireta de radiografias cefalométricas em comparação ao método digital direto. **Métodos:** a amostra foi composta de dez radiografias cefalométricas adquiridas pelo Orthopantomograph OP100/Orthocef OC100 (GE – Instrumentarium), digital direto. As imagens foram inseridas no programa Adobe Photoshop® e cinco pontos cefalométricos foram marcados. Procedeu-se a impressão em transparência e foi feita a digitalização indireta das imagens impressas, por meio das câmeras fotográficas digitais Sony® DSC-W5 e Canon® Rebel XT/EOS 350D, fixas em estativa, nas distâncias de 25cm e 60cm e com o scanner Scan Jet 4C Hewlett Packard®. As imagens diretas e indiretas foram inseridas e calibradas no software Radiocef Studio (Radiomemory®, Brasil), marcando-se o centro dos pontos previamente assinalados. A análise cefalométrica computadorizada gerou três grandezas angulares e quatro lineares, as quais foram submetidas a tratamento estatístico. **Resultados:** as imagens do scanner Scan Jet 4C HP® demonstraram pequenas alterações significativas, porém, sem relevância clínica. Quando da digitalização a 60cm da radiografia, as duas câmeras causaram distorções que foram significativas mas clinicamente aceitáveis; e, a 25cm, causaram as maiores distorções, com importância clínica, na Canon® Rebel XT. **Conclusão:** o scanner Scan Jet 4C HP® com leitor de transparências foi o melhor método e as câmeras operando a 60cm mostraram-se adequadas para digitalização de radiografias. As câmeras na distância de 25cm causaram distorções na imagem que alteraram as medidas lineares, podendo a Canon® Rebel XT comprometer o diagnóstico ortodôntico.

Palavras-chave: Radiografia digital. Ortodontia. Interpretação radiográfica. Cefalometria computadorizada.

* Mestre em Radiologia Odontológica pelo Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, Campinas/SP. Doutorando em Ciências da Saúde pela UFG. Professor de Radiologia da ABO-DF.

** Doutora em Diagnóstico Oral pela Universidade de São Paulo. Professora de Diagnóstico Oral da Universidade de Pernambuco/PE.

*** Doutor em Diagnóstico Oral pela Universidade de São Paulo. Professor do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, Campinas/SP.

**** Mestre em Radiologia Odontológica pelo Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, Campinas/SP.

***** Especialista em Ortodontia e Ortopedia Facial pela Associação Brasileira de Odontologia de Uberlândia/MG.

***** Livre-docente e Doutor em Endodontia pela Universidade de São Paulo. Professor da Graduação em Endodontia da UFG. Orientador do Doutorado em Ciências da Saúde da UFG.

INTRODUÇÃO

A radiografia digital direta tem se tornado uma alternativa à radiografia convencional, devido às facilidades de manipulação da imagem, redução da dose de radiação ao paciente, melhor arquivamento e acesso às informações^{1,2}. Porém, em muitas clínicas radiológicas ainda não é uma realidade e o filme continua a ser o receptor de imagens. Na cefalometria computadorizada, as informações da imagem radiográfica têm que ser introduzidas em um *software* por meio da aquisição direta ou pela digitalização indireta. A mesma, inicialmente foi feita por plotagem em mesas digitalizadoras³, posteriormente por câmeras de vídeo⁴ e, a partir de 1993, observou-se que imagens convencionais poderiam ser convertidas em um sinal digital utilizando-se *scanner* de alta resolução⁵, passando a ser recomendado pelos fabricantes de *softwares* de cefalometria. O *scanner* é semelhante à máquina fotocopadora e pode ser de três tipos: *laser*; tambor rotatório (*rotating drum* ou *roller*); e de mesa (*flatbed*)⁶, dispondo de fonte de luz em forma de linha que varre a imagem medindo a quantidade de luz refletida ou transmitida em cada ponto. A luz captada é convertida em sinal elétrico, por meio de conjuntos fotodetectores que também formam uma linha, e o sinal elétrico é digitalizado e enviado ao computador. O *scanner* de mesa mostrou-se sensível aos arranjos do “scanning”, estado de potência e localização da imagem, enquanto esses fatores não foram observados no *scanner* de tambor rotatório VXR-12⁶, o que pode ser explicado pelo seu *design*. Entretanto, a resolução espacial e a distorção geométrica desse *scanner* requerem estudos futuros⁶. Ao comparar a cefalometria manual e a computadorizada usando *scanner* VXR-12 como digitalizador, encontrou-se ampliações significativas nas grandezas lineares e angulares, porém, menores do que 2 graus ou 2mm, estando dentro da norma da maioria das análises cefalométricas e sendo, portanto, clinicamente aceitáveis⁷. Foram escaneados trinta cefalogramas laterais em 300dpi e os resultados demonstraram que o uso

de *software* de computador para análise cefalométrica em imagens digitalizadas não aumenta o erro de medição quando comparado ao método manual⁸. O fato dos equipamentos que provêm imagens de alta qualidade serem mais caros, somado ao consumo de tempo para digitalizar radiografias, tem motivado os clínicos a usarem câmeras fotográficas digitais, no intuito de substituir o *scanner*. Porém, a literatura nesse campo é escassa, acarretando uma falta de padronização.

Os sistemas de digitalização com câmeras, ao invés do *scanner*, têm menor reprodutibilidade por requerem ajustes de posição e de *zoom*⁶. A objetiva da câmera usualmente foca a luz em direção a um plano posterior, sendo que: em câmeras analógicas, esse plano contém o filme fotográfico; e, nas digitais, esse filme é substituído por um sensor que captura impulsos luminosos e os transforma em elétricos, que são convertidos na imagem digital, ou seja, o sensor gera os *pixels*⁹. O tamanho do *pixel* é importante, bem como o do sensor, pois quanto maior a área para capturar luz, melhor será a imagem final. A maioria das câmeras amadoras usa sensores de 1/1, 8” ou 2/3”⁹, que podem ser CCD (*charge coupled device*) ou CMOS (*complementary metal oxide semiconductor*).

Como as lentes das câmeras não são planas, as imagens digitalizadas podem apresentar distorções em forma de “barril” ou “almofada”¹⁰: em barril as imagens ficam “infladas” e ocorre quando a distância focal é menor; e a do tipo “almofada” comprime as imagens em seu centro, sendo registrada na distância focal maior. Essas distorções são mais visíveis nas imagens com linhas perfeitamente retas, principalmente quando próximas à borda¹⁰, sendo desse modo visualizadas nas radiografias digitalizadas pelas câmeras. Ao comparar a cefalometria manual e a computadorizada, usando como digitalizador uma câmera digital Pulnix TM-760 (resolução 512 x 512 *pixels*), observou-se que a calibração da imagem produz pequenos erros, significativos, associados às mensurações angulares e

lineares e à marcação dos pontos cefalométricos, que tendem a ser maiores nas imagens digitais do que nas convencionais; e que a resolução espacial na imagem digital é menor do que na convencional². Para digitalizar radiografias com câmeras, recomenda-se um negatoscópio com lâmpada fluorescente de alta frequência e intensidade, para que a radiografia fique mais clara e nítida para o sensor fazer a captação. Quanto mais afastada a câmara estiver do negatoscópio, usando-se o *zoom* para enquadrar a radiografia, melhor será a acuidade do foco, a profundidade do campo e a homogeneidade da iluminação¹¹. Para radiografias que apresentem centro claro e extremidades escuras, usa-se máscara escura para compensar a exposição automática, que é focada no centro da imagem¹¹. Ao testar uma câmera digital amadora para digitalizar quarenta radiografias de trauma ósseo e transmiti-las, via rede de Telemedicina, para avaliação de especialistas, observou-se que não houve diferenças significativas na precisão do diagnóstico entre as imagens convencional e a digital, sendo essa classificada como excelente¹². A radiografia digital direta obtida pelo sistema de placas de fósforo mostrou-se confiável em cefalometria computadorizada, quando comparada às imagens em filmes convencionais^{13,14}.

O presente trabalho teve como objetivo avaliar a confiabilidade da digitalização indireta de radiografia cefalométrica por meio de dois modelos de câmeras fotográficas digitais e um *scanner* de mesa com leitor de transparência, em comparação à radiografia digital direta obtida em CCD.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram selecionadas, aleatoriamente, do arquivo do Centro de Pós-graduação São Leopoldo Mandic, em Campinas/SP, Brasil, dez radiografias cefalométricas do aparelho Orthopantomograph OP100/Orthocef OC100 (GE – Instrumentarium), digital direto. No programa Adobe Photoshop®, com o pincel, marcaram-se cinco pontos cefalométricos: N=Násio, S=Sela, Ar=Articular,

Go=Gônio e Me=Mentoniano. As radiografias foram impressas na HP® Laser Jet 1320, em transparência 3M®, em tamanho 100% e digitalizadas indiretamente pelo *scanner* Scan Jet 4C HP® com leitor de transparências, em 75dpi, e pelas câmeras fotográficas digitais Sony® DSC-W5 (5.1 *megapixels*) e Canon® Rebel XT/EOS 350D (8.0 *megapixels*) com lente de 55mm. As câmeras foram fixadas em uma estativa Incaf® (Fig. 1), a 25cm e 60cm de distância, perpendiculares às radiografias impressas, posicionadas, com uma régua milimetrada Desetec®, sobre negatoscópio (4 lâmpadas fluorescentes, Osram® Dulux F 36W/21-840) em ambiente de penumbra. As câmeras operaram no modo automático, sem *flash* e usando *zoom* óptico até a imagem preencher os seus visores. A distância e o paralelismo das câmeras e radiografias foram averiguados com trena Starret® e nível Tramontina®. Todas as imagens digitais diretas e indiretas foram inseridas no *software* de cefalometria Radiocéf Studio (Radiomemory®, Belo Horizonte/MG, Brasil). Para calibração das imagens digitais diretas, adquiridas com 302dpi, marcou-se as bordas superior e inferior da imagem, previamente medidas no Adobe Photoshop® (16cm); e, para as digitais indiretas das câmeras, marcou-se os números zero e dezesseis na régua fotografada; enquanto as imagens do *scanner*, em 75dpi, não foram calibradas, por

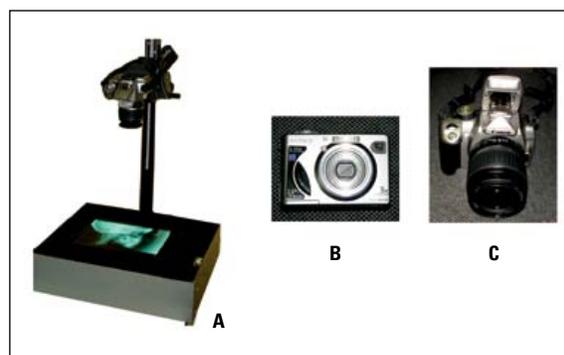


FIGURA 1 - A) Estativa Incaf®, câmera fotográfica, negatoscópio e radiografia paralelos. B) Câmera digital Sony® DSC-W5. C) Câmera Canon® Rebel XT EOS 350D.

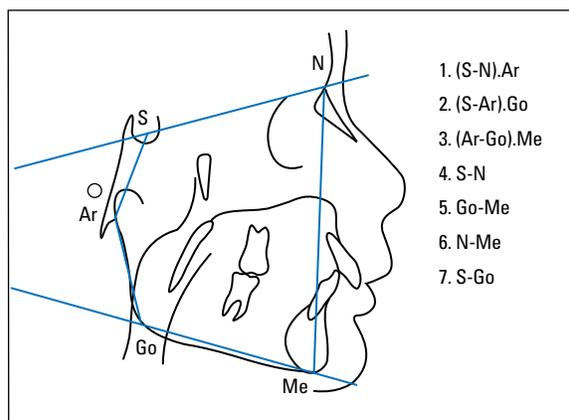


FIGURA 2 - Cefalograma criado para a pesquisa.

ser essa a resolução padrão do *software*. Um radiologista treinado, usando o *zoom* do *software*, marcou o centro dos pontos previamente assinalados no Photoshop®. A análise cefalométrica, criada por planos com pontos distantes, distribuídos no centro e na periferia da imagem, gerou quatro grandezas lineares e três angulares (Fig. 2). As variáveis câmera e distância foram avaliadas estatisticamente por meio da análise de variância com medidas repetidas e comparações entre pares de médias pelo teste t de Student para amostras pareadas. Em todos os testes foi adotado o nível de significância de 0,05.

RESULTADOS

A tabela 1 apresenta comparações das médias das mensurações realizadas nas radiografias digitais diretas e indiretas, do *scanner* e das combinações das câmeras e das distâncias. As médias das combinações assinaladas apresentam diferença significativa ao nível de 5% em relação à correspondente média obtida pelo procedimento digital direto. A figura 3 mostra as distorções produzidas nos métodos estudados: na 3A, imagem digital direta, sem distorções; na 3B, imagem digitalizada pelo *scanner* Scanjet 4C HP®, sem distorção perceptível; nas 3C a 3F, imagens das câmeras nas duas distâncias, com distorções nas bordas — observa-se que a 60cm (C, D) as imagens ficaram menos alteradas e a 25cm (E, F) houve maior distorção, principalmente nas imagens digitalizadas pela Canon® Rebel XT (E).

A tabela 2 demonstra os resultados da análise de variância de medidas repetidas, indicando as grandezas que tiveram seus valores significativamente influenciados pela distância e tipo de câmera. A medida angular (Ar-Go).Me e as lineares S-N e S-Go sofreram alterações significativas ($p<0,05$) em função do tipo de câmera; e a angular (S-N).Ar e as lineares S-Go e N-Me em função da distância ($p<0,05$). A tabela 3 apresenta os valores médios das grandezas mensuradas de acordo com o tipo de câmera e distância. A tabela 4 demonstra

TABELA 1 - Média das grandezas obtidas na radiografia cefalométrica digital direta em comparação às imagens do *scanner* e das combinações de câmeras e distâncias.

GRANDEZAS	RADIOGRAFIA CEFALOMÉTRICA DIGITAL DIRETA	SCANNER HP® SCAN JET 4C	CÂMERA SONY® DSC-W5		CÂMERA CANON® REBEL XT/EOS 350D	
			25cm	60cm	25cm	60cm
			(S-N).Ar	127,23	126,59	126,61
(S-Ar).Go	138,19	138,84	138,46	139,07	138,50	138,89
(Ar-Go).Me	127,52	127,32	127,42	127,71	126,72*	126,86*
S-N	66,88	67,43*	69,16*	68,41*	69,85*	68,21*
Go-Me	67,02	67,62*	67,82*	67,55	67,83*	67,61
S-Go	74,37	75,09*	76,80*	75,59*	79,37*	76,38*
N-Me	112,32	112,76	114,63*	114,16*	116,30*	113,64

* Significativo ao nível de 5% em relação à média do procedimento digital direto.

TABELA 2 - Valores p do teste F da Análise de Variância de medidas repetidas para estudar o efeito dos fatores câmera e distância sobre as grandezas.

GRANDEZAS	CÂMERA	DISTÂNCIA
(S-N).Ar**	0,187	0,047*
(S-Ar).Go	0,693	0,101
(Ar-Go).Me	0,004*	0,129
S-N**	0,030*	0,052
Go-Me	0,762	0,474
S-Go**	< 0,001*	0,032*
N-Me**	0,256	0,047*

* Significativo ao nível de 5%.

** Interação significativa entre câmera e distância.

a interação entre o tipo de câmera e a distância sobre as grandezas, mostrando que, quando se muda a distância, existem alterações significativas ($p < 5\%$) para todas elas. A grandeza linear horizontal S-N foi a mais afetada ($p = 0,006$), seguida da vertical N-Me ($p = 0,004$). A maior diferença de média, entre as duas distâncias, foi para a câmera Canon® Rebel (2,99mm) na grandeza vertical S-Go, que se encontrava mais no centro da lente.

DISCUSSÃO

As radiografias cefalométricas permitem quantificar relações dentárias e faciais¹⁵ pela comparação das medidas cefalométricas obtidas de amostras

TABELA 3 - Valores médios das grandezas mensuradas, de acordo com tipo de câmera e distância.

	(S-N).Ar	(S-Ar).Go	(Ar-Go).Me	S-N	Go-Me	S-Go	N-Me
CÂMERA							
Sony®	126,64	138,77	127,57*	68,78*	67,68	76,19*	114,39
Canon®	126,01	138,69	126,79*	69,03*	67,72	77,88*	114,97
DISTÂNCIA							
25cm	126,15*	138,48	127,01	69,50	67,82	78,09*	115,47*
60cm	126,51*	138,98	127,28	68,31	67,58	75,98*	113,90*

*Diferença de médias estatisticamente significativa ao nível de 5%.

TABELA 4 - Interações entre tipo de câmera e distância sobre as grandezas N-Me, S-N, S-Go e (S-N).Ar.

GRANDEZA	CÂMERA	DISTÂNCIA		DIFERENÇA DE MÉDIAS	VALOR P
		25cm	60cm		
N-Me	Sony®	114,63	114,16	0,47	0,004
	Canon®	116,30	113,64	2,66	
S-N	Sony®	69,16	68,40	0,76	0,006
	Canon®	69,85	68,21	1,64	
S-Go	Sony®	76,80	75,59	1,39	0,032
	Canon®	79,37	76,38	2,99	
(S-N).Ar	Sony®	126,64	126,64	0,00	0,047
	Canon®	125,66	126,37	- 0,70	

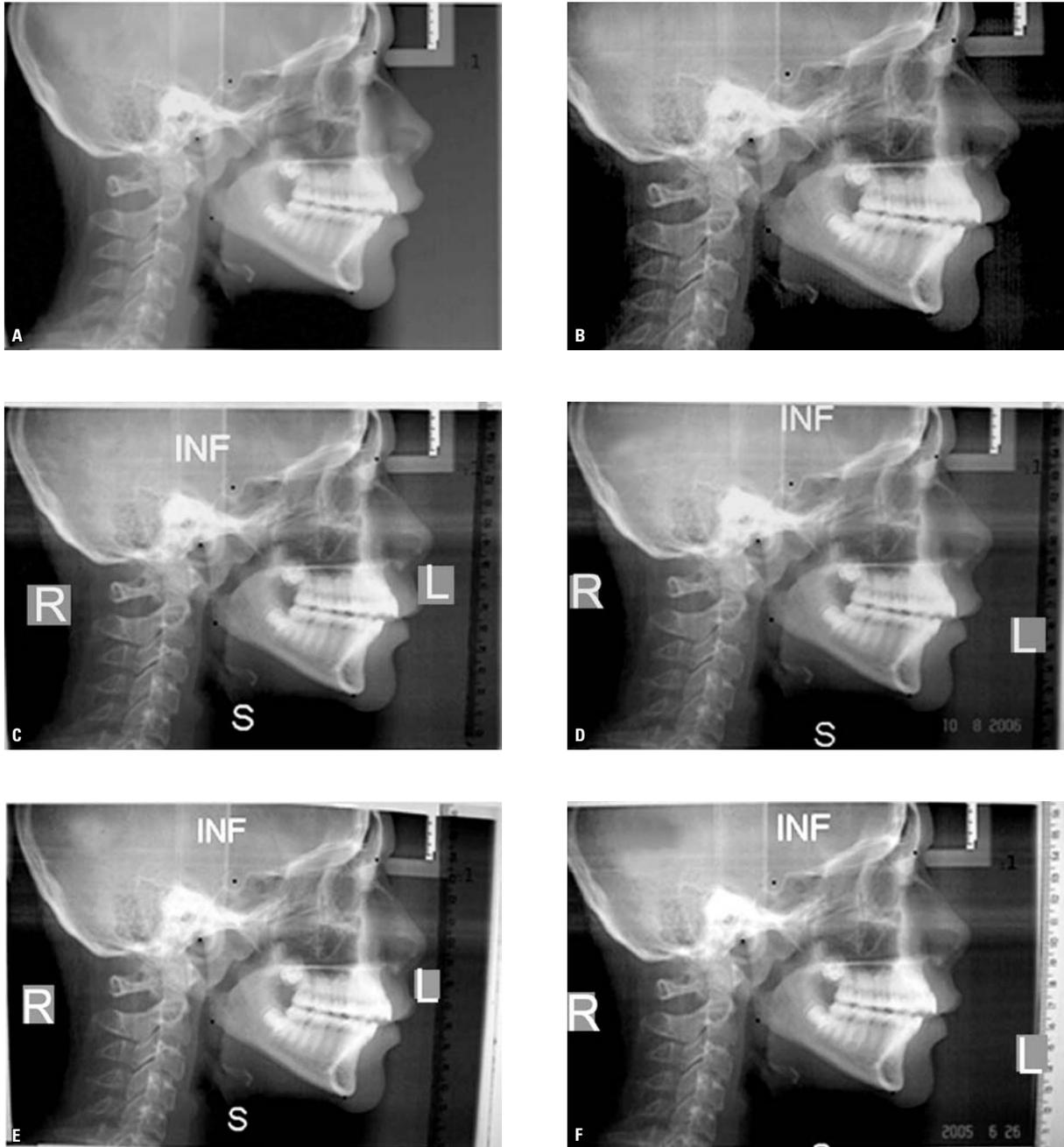


FIGURA 3 - **A)** Radiografia digital direta; **B)** imagem digitalizada pelo scanner Scan Jet 4C HP®; **C, D)** imagens digitalizadas a 60cm pelas câmeras Canon® Rebel e Sony® W5, respectivamente; **E, F)** imagens digitalizadas a 25cm pelas câmeras Canon® Rebel e Sony® W5, respectivamente.

populacionais, possibilitando avaliar a extensão dos desvios morfológicos em relação à normalidade, bem como fazer uma apreciação dessas medidas em um indivíduo. Dentre os vários instrumentos auxiliares de diagnóstico do ortodontista, as análises

cefalométricas são valiosas, porém estão sujeitas a interpretações errôneas e equivocadas, em função dos registros necessários para obtê-las. Na cefalometria computadorizada, além dos erros cometidos no método manual, existe a possibilidade de

ocorrerem dois outros: a identificação dos pontos cefalométricos em função da perda de qualidade das imagens^{2,16} e os decorrentes da calibração². Não foi o nosso objetivo estudá-los; foram analisadas as alterações em medidas realizadas nas imagens digitalizadas pelas câmeras fotográficas digitais e pelo *scanner*, levando em consideração que esse é mundialmente aceito, enquanto as câmeras ainda foram pouco estudadas. Com o objetivo de não cometer erros de localização e marcação, os pontos cefalométricos foram previamente assinalados nas imagens digitais diretas e confirmados nas imagens digitalizadas pelo *scanner* e câmeras.

A utilização de medidas angulares e lineares para a avaliação das estruturas do arcabouço craniofacial^{17,18} é consagrada na literatura, porém, medidas individuais são insignificantes se não forem interpretadas corretamente em um contexto global. De maneira geral, medidas lineares são mais confiáveis do que as angulares, sendo que estas podem ser influenciadas pelas primeiras. Um comprimento aumentado ou diminuído da base do crânio (S-N) altera os ângulos (S-N).A, (S-N).B e (A-N).B de Steiner¹⁸, assim como a inclinação aumentada de S-N¹⁹ em relação ao plano de Frankfurt diminui as medidas angulares (S-N).A, (S-N).B e (A-N).B, podendo ocasionar interpretações equivocadas para um indivíduo.

Ao comparar a imagem digitalizada pelo *scanner* Scan Jet 4C HP®, em 75dpi, com a radiografia digital direta (Tab. 1), foi constatado que todas as grandezas angulares e a linear N-Me não tiveram alterações significativas. Foi constatada, ainda, ampliação significativa nas grandezas lineares S-N (0,82%, 0,55mm), Go-Me (0,89%, 0,60mm) e S-Go (0,9%, 0,72mm), porém clinicamente aceitáveis, pois as diferenças em relação às medidas na radiografia digital direta foram menores do que 1mm e 1 grau, estando dentro dos parâmetros das análises cefalométricas mais utilizadas. Assim como outros tipos de *scanner* estudados^{6,8}, também podemos considerar o *scanner* de mesa com leitor de transparências confiável

para digitalização de radiografias cefalométricas. As diferenças do *scanner* para a radiografia digital direta podem ser explicadas pelo fato do *scanner* ser sensível aos arranjos do “scanning”, localização e orientação da imagem e estado de potência⁶. Além disso, acreditamos que pode acontecer uma diferença mínima na distância entre os dois pontos marcados na imagem digital e a distância real entre eles, informada ao *software* no momento da calibração das imagens, sendo essa hipótese corroborada por um estudo que afirmou que a calibração da imagem digital produz pequenos erros significativos².

A câmera Sony® W5 não apresentou alterações estatisticamente e clinicamente significativas nas grandezas angulares a 25cm e 60cm de distância (Tab. 1), pois as diferenças das médias para a radiografia digital direta foram todas menores ou iguais a 1 grau. Todas as grandezas lineares, nas duas distâncias, sofreram ampliações significativas, com exceção de Go-Me a 60cm. Nas análises cefalométricas, podemos dizer que a 60cm foram clinicamente aceitáveis, pois a maior alteração em comparação à digital direta foi inferior a 2mm (N-Me = 1,84mm). A 25cm, três grandezas lineares apresentaram diferenças pouco maiores do que 2mm (S-Go = 2,43mm; N-Me = 2,31mm e S-N = 2,28mm), alterações muito próximas da norma da maioria das análises e, portanto, sem relevância clínica.

A câmera Canon® Rebel apresentou alterações significativas nas grandezas angulares (S-N).Ar e (Ar-Go).Me, tanto a 25cm quanto a 60cm de distância (Tab. 1), entretanto, todas elas menores que 2 graus. A maior diferença foi para (S-N).Ar (1,57 graus a 25cm e 0,86 graus a 60cm), demonstrando não haver influências clínicas. Todas as grandezas lineares da Canon a 25 e 60cm sofreram ampliações significativas, exceto N-Me e Go-Me a 60cm. S-N e S-Go apresentaram alterações significativas a 60cm, clinicamente aceitáveis, de acordo com as análises cefalométricas, pois a maior diferença foi de 2mm para S-Go.

Quando digitalizadas a 25cm, apresentaram todas as grandezas lineares com alterações significativas, sendo S-Go a mais ampliada (5mm), seguida de S-N (2,97mm). S-Go é utilizada para avaliar a proporção vertical posterior da face em comparação à altura facial anterior (N-Me)²⁰, enquanto S-N avalia o comprimento da base craniana em relação ao plano mandibular (horizontal verdadeira:Go-Me), na descrição de padrões faciais (face longa versus curta), e na descrição do crescimento vertical (ângulo baixo e alto). Assim, as alterações provocadas pela Canon® a 25cm poderiam acarretar falsas interpretações e, conseqüentemente, interferir no diagnóstico e no plano de tratamento ortodôntico.

No momento de digitalizar a imagem, as câmeras estavam com a parte superior voltada para o bordo inferior da radiografia (Fig. 1), em direção à grandeza horizontal menos ampliada (Go-Me). A grandeza mais ampliada na Canon® a 25

e 60cm e na Sony® a 25cm foi a vertical S-Go, situada no centro da lente, enquanto para a Sony a 60cm foi a vertical N-Me, na periferia esquerda da lente. Esse fato confirma que a forma e a convexidade da lente causam distorções distintas em diferentes partes da imagem¹⁰ e que existem diferenças de construção entre as lentes das duas câmeras, por serem de fabricantes diferentes.

CONCLUSÃO

O scanner Scan Jet 4C Hewlett Packard® com leitor de transparências foi o melhor método e as câmeras Sony® DSC-W5 e Canon® Rebel XT/EOS 350D, fixas em estativa, operando a 60cm mostraram-se adequadas para a digitalização de radiografias. As câmeras na distância de 25cm causaram distorções na imagem que alteraram as medidas lineares, podendo a Canon® Rebel XT/EOS 350D comprometer o diagnóstico ortodôntico.

Evaluation of indirect methods of digitization of cephalometric radiographs in comparison with the direct digital method

Abstract

Objective: To evaluate the indirect digitization method of cephalometric radiographs in comparison with the direct digital method. **Methods:** The sample was composed of ten cephalometric radiographs acquired by Orthopantomograph OP100/Orthocef OC100 (GE – Instrumentarium), digital direct. In the Adobe™ Photoshop program, five cephalometric landmarks were set in the images and the impression in transparencies was made. The indirect digitization of the images was performed through the Sony™ DSC-W5 and Canon™ Rebel XT/EOS 350D digital photographic cameras—fixed in a copy stand, at the distances of 25 cm and 60 cm—and through the Hewlett Packard™ Scan Jet 4C scanner. The direct digital images and the indirect ones were inserted and gauged in the Radiocef Studio (Radiomemory™, Brazil) software and the center of the previously marked landmarks was set. The cephalometric computerized analysis generated three angular measurements and four linear ones which were submitted to statistical analysis. **Results:** The images from the scanner demonstrated small statistically significant alterations, without clinical significance. When digitizing the radiographs at 60 cm, both cameras caused distortions which were statistically significant, but clinically acceptable. At 25 cm, the cameras caused the largest distortions, being more expressive and with clinical significance in the images of Canon™ Rebel XT. **Conclusions:** The Hewlett Packard™ Scan Jet 4C scanner with transparency reader and the Sony™ DSC-W5 and Canon™ Rebel XT/EOS cameras operating at 60 cm were shown appropriate for the digitization of cephalometric radiographs. In 25 cm, the digital cameras caused distortions in the image which altered the linear measurements with possibilities of jeopardizing the orthodontic diagnosis.

Keywords: Digital dental radiography. Orthodontics. Radiographic image interpretation. Computer-assisted cephalometrics.

REFERÊNCIAS

1. Wenzel A. Influence of computerized information technologies on image quality in dental radiographs. *Tandlaegebladet*. 1991 Sep;95(12):527-9.
2. Forsyth DB, Shaw WC, Richmond S, Roberts CT. Digital imaging of cephalometric radiographs. Part 2: image quality. *Angle Orthod*. 1996;66(1):43-50.
3. Faber RD, Burstone CJ, Solonche DJ. Computerized interactive orthodontic treatment planning. *Am J Orthod*. 1978 Jan;73(1):36-46.
4. Lowey MN. The development of a new method of cephalometric and study cast mensuration with a computer controlled, video image capture system; part I: video image capture system. *Br J Orthod*. 1993 Aug;20(3):203-14.
5. Brooks SL, Miles DA. Advances in diagnostic imaging in dentistry. *Dent Clin North Am*. 1993 Jan;37(1):91-111.
6. Chen SK, Chiang TC. Digitizing of radiographs with a roller-type CCD scanner. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1997 Jun;83(6):719-24.
7. Chen YJ, Chen SK, Yao JC, Chang HF. The effects of differences in landmark identification on the cephalometric measurements in the traditional versus digitized cephalometry. *Angle Orthod*. 2004 Apr;74(2):155-61.
8. Sayinsu K, Isik F, Trakyali G, Arun T. An evaluation of the errors in cephalometric measurements on scanned cephalometric images and conventional tracings. *Eur J Orthod*. 2007 Feb;29(1):105-8.
9. Nilce K, Gurevich GJ. How digital cameras work. *HowStuffWorks*. [cited 2004 Oct 6]. Available from: <http://electronics.howstuffworks.com/digital-camera4.htm>.
10. Bockaert V. The 123 of digital Imaging. USA: Asimex; 2003.
11. Whitehouse R, Moulding F. Latitude and noise comparisons between digital cameras and radiographic film scanner. *J Telemed Telecare*. 2000;6 Suppl 1:S41-2.
12. Krupinski E, Gonzales M, Gonzales C, Weinstein RS. Evaluation of a digital camera for acquiring radiographic images for telemedicine applications. *Telemed J E Health*. 2000 Fall;6(3):297-302.
13. Geelen W, Wenzel A, Gotfredsen E, Kruger M, Hansson LG. Reproducibility of cephalometric landmarks on conventional film, hardcopy, and monitor-displayed images obtained by the storage phosphor technique. *Eur J Orthod*. 1998 Jun;20(3):331-40.
14. Chen YJ, Chen SK, Huang HW, Yao CC, Chang HF. Reliability of landmark identification in cephalometric radiography acquired by a storage phosphor imaging system. *Dentomaxillofac Radiol*. 2004 Sep;33(5):301-6.
15. Krogman W, Sassouni V. A syllabus in roentgenographic cephalometry. Philadelphia: Center for Research in Child Growth;1957.
16. Houston WJ, Maher RE, McElroy D, Sherriff M. Sources of error in measurements from cephalometric radiographs. *Eur J Orthod*. 1986 Aug;8(3):149-51.
17. Downs WB. Variations in facial relationships: their significance in treatment and prognosis. *Am J Orthod*. 1948 Oct;34(10):812-40.
18. Steiner C. The use of cephalometrics as an aid to planning and assessing orthodontic treatment. *Am J Orthod*. 1960;46:721-35.
19. Moorrees C. Natural head position: the key to cephalometry. In: Jacobsen A. *Radiographic cephalometry*. Chicago: Quintessence; 1995. p. 175-84.
20. Horn A. Facial height index. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1992 Aug;102(2):180-6.

Enviado em: fevereiro de 2010
Revisado e aceito: maio de 2010

Endereço para correspondência

Cleomar Donizeth Rodrigues
SMHN – Q. 02, bloco A, sala 208, Ed. de Clínicas
CEP: 70.710-100 – Brasília / DF
E-mail: cleomarrodrigues@hotmail.com