

**UNIVERSIDADE METODISTA DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
ORTODONTIA**

**AVALIAÇÃO DA REPRODUTIBILIDADE DE PONTOS
CEFALOMÉTRICOS NAS TELERRADIOGRAFIAS DIGITAIS
EM NORMA LATERAL NOS FORMATOS DICOM, TIFF E
JPEG**

LIVIA MARIA ROCHA FALCÃO

São Bernardo do Campo

2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE METODISTA DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
ORTODONTIA

**AVALIAÇÃO DA REPRODUTIBILIDADE DE PONTOS
CEFALOMÉTRICOS NAS TELERRADIOGRAFIAS DIGITAIS
EM NORMA LATERAL NOS FORMATOS DICOM, TIFF E
JPEG**

LIVIA MARIA ROCHA FALCÃO

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Metodista de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, Área de Concentração em Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Kazuo Sannomiya

São Bernardo do Campo
2009

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Em primeiro lugar, agradeço a Deus por me proporcionar uma vida com saúde, permitindo-me a constante busca de novos desafios.

Aos meus pais, que sempre me ensinaram os valores essenciais de honestidade, responsabilidade e perseverança, nunca medindo esforços para minha educação. Mesmo nos momentos de dificuldades, o ensino foi prioridade. Meu eterno agradecimento.

Ao meu pai, José Rodolfo Falcão *“in memoriam”*, meu exemplo de coragem e determinação. Um pai excelente que, mesmo ausente, é intensamente lembrado...

À minha mãe, Gleice Rocha Falcão, por fazer parte da minha vida. Saber que posso contar com seus conselhos e seu apoio é reconfortante. Esse trabalho também é mérito seu, pois me deu todo o suporte para concretizá-lo.

À minha irmã Letícia, minha grande amiga, que ficou sobrecarregada com as funções profissionais e familiares, nos momentos em que estive ausente e ao meu cunhado Joel, o irmão que não tive.... Desde o início da minha vida profissional você me ajudou, oferecendo sua experiência e até mesmo seus pacientes. Obrigada pela confiança.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, professor Doutor Eduardo Kazuo Sannomiya, obrigada por me aceitar como sua orientada já no transcorrer do curso e me permitir participar da sua linha de pesquisa. Admiro sua conduta como professor, sempre preocupado e atencioso com seus alunos.

Ao coordenador de Pós-Graduação, área de concentração Ortodontia da Universidade Metodista de São Paulo, Prof. Dr. Marco Antônio Scanavini, obrigada pelo auxílio nos momentos decisivos.

Aos docentes da Disciplina de Ortodontia, Professores Doutores Danilo Furquim Siqueira, Cláudia Toyana Hino, Fernanda Angelier, Lylian Kazumi Kanashiro e Silvana Bommarito, obrigada pela contribuição à minha formação.

Às professoras Líliliana Ávila Maltagliati e Maria Helena Ferreira Vasconcelos, obrigada pela amizade e orientação na busca do conhecimento.

Aos meus colegas de mestrado: Afonso Wunderlich Jr., Ana Paula Carvalho, Daniel Saez, Fernanda Cepera, Nelson Rossi, Paula Gregolin, Ricardo Kochenborger, Rodrigo Leal e Roger Barros. Conhecer e conviver com todos vocês nesta jornada me faz compreender o real significado de amizade e companheirismo.

Aos amigos Afonso e Roger, agradeço por participarem como examinadores da amostra dessa pesquisa. Reconheço que abdicaram de um tempo valioso para esta tarefa e, portanto, têm minha sincera gratidão.

AGRADECIMENTOS

Aos funcionários da disciplina de Ortodontia, Ana Regina Paschoalin, Marilene da Silva, Célia dos Santos, Edílson Gomes, Ana Paula Granado e à bibliotecária Andréia Gomide, pela gentileza e presteza que sempre me atenderam.

Aos pacientes desta amostra, às empresas NDT-Fuji e Radiomemory. Muito obrigada por fazerem parte deste trabalho. A contribuição de vocês tornou esta pesquisa possível.

SUMÁRIO

| | |
|---|------|
| RESUMO | VII |
| ABSTRACT | VIII |
| LISTA DE FIGURAS | IX |
| LISTA DE TABELAS | X |
| LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS | XII |
| 1. INTRODUÇÃO | 1 |
| 2. REVISÃO DA LITERATURA | 4 |
| 2.1. Radiografia Digital | 6 |
| 2.2. Arquivamento e Compressão de Imagens Digitais | 9 |
| 2.2.1. O formato DICOM | 10 |
| 2.2.2. Os formatos de compressão TIFF e JPEG | 11 |
| 2.3. Reprodutibilidade das Marcações dos Pontos Cefalométricos | 17 |
| 2.4. Avaliação da Compressão da Imagem Digital na Reprodutibilidade dos Pontos Cefalométricos..... | 21 |
| 3. PROPOSIÇÃO | 23 |
| 4. MATERIAL E MÉTODO | 25 |
| 4.1. Amostra | 26 |
| 4.2. Obtenção das Imagens Radiográficas Digitais | 26 |
| 4.2.1 – Material | 26 |

| | |
|---|-----------|
| 4.2.2 – Técnica Radiográfica para Obtenção das Telerradiografias Digitais em Norma Lateral | 27 |
| 4.2.3 – Leitura da Imagem Latente contida na Placa de Fósforo Foto ativada..... | 28 |
| 4.3. Compressão das Imagens Digitais | 29 |
| 4.4. Marcação dos Pontos Cefalométricos | 33 |
| 4.5. Análise Estatística | 35 |
| 5. RESULTADOS | 37 |
| 5.1. O Erro do Método | 38 |
| 5.2. Análise Estatística Inter-Compressão | 50 |
| 6. DISCUSSÃO | 51 |
| 6.1. Considerações sobre a Amostra | 53 |
| 6.2. Acurácia da Metodologia | 53 |
| 6.3. Efeito da compressão TIFF e JPEG na reprodutibilidade da marcação de pontos cefalométricos | 55 |
| 7. CONCLUSÃO | 60 |
| REFERÊNCIAS | 62 |
| ANEXOS | 68 |
| APÊNDICE | 71 |

FALCÃO, LIVIA MARIA ROCHA. Avaliação da Reprodutibilidade de Pontos Cefalométricos nas telerradiografias digitais em norma lateral nos Formatos DICOM, TIFF e JPEG.

RESUMO

A imagem radiográfica digital adquirida pelo sistema de placa de fósforo foto ativada é normalmente visualizada no monitor do computador no formato DICOM, caracterizado pela alta resolução das imagens. Como este formato ocupa muito espaço para armazenamento, as imagens digitais são submetidas a uma compressão, que otimiza a capacidade de espaço dos computadores e reduz o tempo de transmissão pela Internet. O objetivo desse estudo foi avaliar a influência da compressão TIFF e JPEG na reprodutibilidade intra e interexaminador da marcação de pontos cefalométricos em imagens de telerradiografias em norma lateral comparadas com o formato DICOM. A amostra consistiu de 90 imagens de telerradiografias obtidas a partir de 30 indivíduos, dos quais se obteve uma radiografia digital exibida no formato DICOM. Estas imagens foram convertidas para os formatos JPEG, com Fator de Qualidade 80 e TIFF. Após o cegamento e randomização da amostra, três ortodontistas calibrados marcaram a localização de 15 pontos cefalométricos em cada imagem utilizando o sistema de coordenadas x e y. Os resultados mostraram que as marcações dos pontos cefalométricos apresentaram concordância de reprodutibilidade tanto intra como interexaminador, exceto para os pontos Go, Po, Or, B e Pog'. Os diferentes formatos de arquivo mostraram resultados estatisticamente semelhantes para cada ponto e eixo aferido. As compressões JPEG e TIFF estudadas não tiveram efeito, em imagens de telerradiografias em norma lateral, na reprodutibilidade intra e interexaminadores da marcação dos pontos cefalométricos testados.

FALCÃO, LIVIA MARIA ROCHA. Evaluation the reproducibility of cephalometric landmarks on digital lateral headfilms at the file formats DICOM, TIFF and JPEG.

ABSTRACT

The digital radiography image acquired by the photostimulable storage phosphor plates system normally is showed in the computer screen as a DICOM format, characterized for the high resolution of the images. As this format uses a lot of memory space for storage, the digital images are submitted to a compression, which optimizes the capacity of space on the computers and reduces the time of transmission for the Internet. The aim of this study was to evaluate the effect of TIFF and JPEG compression in the intraobserver and interobserver reproducibility of the cephalometric landmarks identification on lateral headfilms compared with DICOM format. The sample consisted of 90 digital lateral cephalometric images obtained from 30 individuals, in DICOM format. These images were converted for formats JPEG, with Quality Factor 80 and TIFF. After blind and random the sample, three observers, orthodontists, were calibrated and ask to identify 15 cephalometric landmarks in each image using x and y coordinates system. The results had shown that the cephalometric landmarks identification had presented agreement of intraobserver and interobserver reproducibility, except for the points Go, Po, Or, B and Pog'. The statistic analyze showed no difference between the file formats for each point and axis. JPEG and TIFF compressions studied had not effect in the intraobserver and interobserver reproducibility of the cephalometric landmarks identification on digital lateral headfilm.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| FIGURA 4.1 – Posicionamento do paciente no cefalostato com posição natural da cabeça..... | 28 |
| FIGURA 4.2a – Placa de Fósforo foto-ativada sendo inserida na Leitora FCR XG1 da Fuji Medical, 4.2b – Imagem digital visualizada na tela do computador..... | 29 |
| FIGURA 4.3 – Padrão escolhido no programa Image Converter Plus para converter imagens DICOM em TIFF..... | 31 |
| FIGURA 4.4 – Padrão escolhido no programa Image Converter Plus para converter imagens DICOM em JPEG, fator de qualidade 80..... | 31 |
| FIGURA 4.5 – Imagem do paciente nº18 no formato de arquivo DICOM..... | 32 |
| FIGURA 4.6 – Imagem do paciente nº18 no formato de arquivo TIFF..... | 32 |
| FIGURA 4.7 – Imagem do paciente nº18 no formato de arquivo JPEG 80..... | 33 |
| FIGURA 4.8 – Marcação dos 15 pontos estudados na tela do programa Radiocef Studio 2..... | 35 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| TABELA 4.1 – Tamanho e proporção de compressão dos arquivos das imagens usadas nesta pesquisa..... | 30 |
| TABELA 5.1 – Resultado das concordâncias intra-examinador para o examinador 1, no formato DICOM..... | 38 |
| TABELA 5.2 – Resultado das concordâncias intra-examinador para o examinador 2, no formato de arquivo DICOM..... | 39 |
| TABELA 5.3 – Resultado das concordâncias intra-examinador para o examinador 3, no formato de arquivo DICOM..... | 40 |
| TABELA 5.4 – Resultado das concordâncias intra-examinador para o examinador 1, no formato de arquivo JPEG 80..... | 41 |
| TABELA 5.5 – Resultado das concordâncias intra-examinador para o examinador 2, no formato de arquivo JPEG 80..... | 42 |
| TABELA 5.6 – Resultado das concordâncias intra-examinador para o examinador 3, no formato de arquivo JPEG 80..... | 43 |
| TABELA 5.7 – Resultado das concordâncias intra-examinador para o examinador 1, no formato de arquivo TIFF..... | 44 |
| TABELA 5.8 – Resultado das concordâncias intra-examinador para o examinador 2, no formato de arquivo TIFF..... | 45 |
| TABELA 5.9 – Resultado das concordâncias intra-examinador para o examinador 3, no formato de arquivo TIFF..... | 46 |
| TABELA 5.10 – Resultado das concordâncias inter-examinadores para as imagens no formato DICOM..... | 47 |

| | |
|---|----|
| TABELA 5.11 – Resultado das concordâncias inter-examinadores para as imagens no formato JPEG..... | 48 |
| TABELA 5.12 – Resultado das concordâncias inter-examinadores para as imagens no formato TIFF..... | 49 |
| TABELA 5.13 – Resultado das comparações entre os tipos de imagens para cada examinador com uso da Análise de Variância ANOVA..... | 50 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACR NEMA – Colégio Americano de Radiologia e Associação Nacional de Fabricantes Elétricos.

ANOVA – Análise de Variância.

AIS – Ápice radicular do incisivo central superior.

All – Ápice radicular do incisivo central inferior.

AMS – Ápice radicular do molar superior.

Ar – Interseção do baso occipital com o contorno posterior do côndilo mandibular.

Ba – Ponto mais inferior da margem anterior do forame magno.

Bit (binary digit) – A menor medida de informação de um sistema de computação.

CCD (Charge Couple Device) – sensor de carga acoplado.

CD (Compact Disc) – Discos em que a gravação e a leitura são feitos com recursos ópticos (os sons são transformados em bits e bytes). CPU - Unidade de processamento central do computador.

DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine. Comunicação de Imagens Digitais em Medicina.

DVD (digital vídeo disc). Disco de vídeo digital

Dpi – dots per inch. Pixel por polegada.

ENA – Espinha Nasal Anterior. Ponto mais anterior da maxila.

ENP – Espinha Nasal Posterior. Ponto mais posterior da maxila.

ICC - coeficiente de correlação intraclasse.

JPEG - Joint Photographic Experts Group .

Gn – Gnátio. Ponto onde a bissetriz do ângulo formado entre o plano mandibular e a linha N-Pog intercepta a cortical externa da sínfise mandibular.

Go – Gônio. No ângulo da mandíbula, marca-se o ponto de encontro com a bissetriz do ângulo formado pelas tangentes à borda posterior do ramo e a tangente à borda inferior do corpo da mandíbula.

Me – Mentoniano. Ponto mais inferior do contorno da sínfise mandibular.

Or – Orbital. Ponto mais inferior do contorno da órbita.

PACS – Picture Archiving and Communication System ou Sistemas de Comunicação e Arquivamento de Imagens.

Ponto A – Ponto mais profundo na concavidade maxilar entre a Espinha Nasal Anterior e o Rebordo Alveolar.

Ponto B – Ponto mais profundo da concavidade anterior da sínfise mandibular.

Po – Pório. Ponto mais superior do conduto auditivo externo.

Pog – Ponto mais anterior do contorno do mento no plano sagital.

PSP (Photostimulable Storage Phosphor Plate) – placa de fósforo foto ativado.

PTM – Ponto mais póstero-superior da fossa ptérigo-maxilar.

TIFF - Tagged Image File Format. Formato para armazenamento de imagens em alta resolução.

S – Sela. Centro da imagem da sela turca do osso esfenóide.

1. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A Cefalometria é uma importante ferramenta no diagnóstico ortodôntico, planejamento de tratamentos e avaliação dos resultados, como também para predição de crescimento⁷. Envolve a identificação de vários pontos anatômicos para uso clínico ou em pesquisa²⁶. Estas inúmeras utilizações tornaram-se possíveis devido a uma padronização preconizada por BROADBENT⁵ em 1931. Desde então, a reprodutibilidade dos pontos cefalométricos tem sido constantemente estudada.

Com o advento do computador e desenvolvimento contínuo na área da informática foram desenvolvidos programas de cefalometria computadorizada, os quais se utilizam de imagens radiográficas digitais. A imagem digital é uma matriz de pontos denominados pixels, que, dispostos em linhas e colunas, formam um mosaico, exibindo uma imagem. Uma imagem radiográfica digital apresenta um grande número de pixels, sendo que cada ponto possui um valor digital que é representado como um número binário (bits). Quanto maior o valor digital, cada pixel apresentará mais possibilidades de valores em uma escala de tons de cinza, que vai do branco absoluto ao preto. Além disto, quando uma imagem é exibida com pontos de grande dimensão, os detalhes discretos tornam-se menos evidentes. No entanto, esta mesma imagem pode ter uma resolução espacial melhorada, diminuindo o tamanho e aumentando a quantidade dos pixels. Assim, a qualidade da imagem depende do número de pixels e do número de tons de cinza que dão origem à imagem¹⁷.

As radiografias digitais podem ser produzidas de diferentes maneiras, por métodos diretos ou indiretos de obtenção da imagem. No método indireto, uma imagem analógica, como o filme radiográfico, é convertida em imagem digital com o uso de scanners ou câmeras digitais⁴⁰. No método direto, tecnologias mais avançadas criam imagens digitais diretamente utilizando basicamente dois tipos de receptores: o sensor de carga acoplado (CCD – Charge Couple Device) ou a placa de fósforo foto ativada (PSP – Photostimulable Storage Phosphor Plate)⁴⁰.

As imagens radiográficas digitais obtidas por meio do sistema de Placa de Fósforo foto ativada são usualmente exibidas e armazenadas no formato de arquivo DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), caracterizado pela alta resolução das imagens, as expensas de maior espaço para armazenamento. Assim,

a fim de otimizar a capacidade de espaço dos computadores e reduzir o tempo de transmissão, as imagens digitais são submetidas a uma compressão, que diminui o tamanho de arquivo da imagem digital. Dentre os métodos de compressão, existem os que preservam as informações da imagem como, por exemplo, o TIFF – Tagged Image File Format (compressão sem perda da qualidade da imagem), permitindo diminuir aproximadamente a metade do tamanho do arquivo. Uma compressão muito maior pode também ser obtida com métodos que removam alguns dados irreversivelmente, como ocorre no formato JPEG – Joint Photographic Experts Group (compressão com perda de informação) podendo ou não interferir na qualidade da imagem²¹.

Várias pesquisas têm sido realizadas na odontologia a fim de avaliar qual proporção de compressão dos arquivos pode ser utilizada na imagem digital radiográfica, sem que prejudique a qualidade de interpretação para diagnóstico em radiografia intrabucal^{13,25,36}, qualidade da imagem de radiografia panorâmica³³ e de mão e punho²⁸. Porém, a avaliação da compressão na reprodutibilidade da marcação dos pontos cefalométricos em telerradiografia lateral ainda é escassa na literatura^{10,12}.

Desta forma, este trabalho se propõe a avaliar a utilização dos formatos DICOM, TIFF e JPEG na reprodutibilidade da marcação de pontos cefalométricos em imagens digitais de telerradiografias em norma lateral.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

Para melhor compreensão do assunto dividiu-se a Revisão da Literatura em tópicos, concernentes aos estudos relacionados ao tema:

2.1. Radiografia Digital

2.2. Arquivamento e Compressão de Imagens Digitais

2.3. Reprodutibilidade das Marcações dos Pontos Cefalométricos

2.4. Avaliação da Compressão da Imagem Digital na Reprodutibilidade dos Pontos Cefalométricos

2.1. Radiografia Digital

SONODA et al.³⁷, em 1983, descreveram uma técnica de radiografia digital por meio do sistema de placa de fósforo foto ativada (PSP), que consiste em uma placa coberta por uma camada de cristais de fósforo, que é capaz de armazenar a energia dos fótons de raios-x. Posteriormente, um equipamento a laser faz a leitura da informação contida na placa. A energia é então liberada da camada de fósforo, detectada por um intensificador de imagem e posteriormente convertida para o formato digital. Os autores explicaram que o tempo necessário entre o processamento da imagem e sua exibição no monitor do computador varia de noventa segundos a três minutos e salientaram que esta técnica contribuiria para a evolução da radiologia.

Devido ao fósforo absorver muito mais a radiação que os filmes convencionais sem ecran intensificadores, um menor tempo de exposição é possível. Porém, como não existe uma padronização da quantidade de redução permitida, SEKI; OKANO³⁵, em 1993, avaliaram o efeito desta redução na identificação de 13 pontos cefalométricos, distribuídos em estrutura óssea, dentes e tecido mole, na telerradiografia lateral. Quarenta pacientes foram divididos em quatro grupos e submetidos à exposição radiográfica, por meio do sistema de placa de fósforo foto ativada, com intensidade de 30, 15, 6 e 3mAs. Em um sistema convencional de filme - ecran intensificador, normalmente utiliza-se 18mAs, porém, no sistema de filme - ecran de cálcio e tungstênio, ainda usado nos dias atuais, a exposição é de 30mAs. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significante entre os quatro grupos de exposição em nenhum dos pontos cefalométricos. Portanto, concluíram que uma redução significativa da radiação é possível na radiografia digital, sem comprometer a identificação dos pontos cefalométricos.

WENZEL; GRÖNDAHL⁴⁴, em 1995, destacaram as inúmeras vantagens da radiologia digital, como: eliminar o processamento químico, facilitar o armazenamento e transmissão da imagem, permitir ajuste e interpretação desta imagem com o auxílio do computador, além de reduzir a dose de radiação, como descrito anteriormente.

FORSYTH, SHAW; RICHMOND ¹⁷, em 1996, realizaram uma revisão sobre as vantagens e limitações da imagem digital na radiografia cefalométrica. Dentre as vantagens já descritas anteriormente, enfatiza que para facilitar a armazenagem e transmissão da imagem, seria necessário alguma perda na qualidade da imagem, devido às limitações tecnológicas da época, mas ainda mantendo um aceitável nível de interpretação.

Diante da premissa que a exposição do paciente à radiação deve ser a menor possível, obtendo imagens com qualidade adequada de interpretação, NASLUND et al. ³⁰, em 1998, avaliaram telerradiografias idênticas, em norma lateral, de dez pacientes, obtidas com o sistema de Placa de Fósforo (ST III, Fuji Photo Co), com exposição de radiação de 100%, 50% e 25%. Com auxílio de sete observadores (três ortodontistas e quatro alunos de pós-graduação em Ortodontia), 14 pontos cefalométricos foram marcados e mensurados no sistema de coordenadas cartesianas x e y. A redução da dose de radiação não demonstrou diferença estatística na identificação dos pontos, apesar do aumento de interferências na qualidade da imagem. Como a maior diferença foi uma variação interobservador, os autores concluíram que o sistema digital possibilita uma visualização aceitável, mesmo com redução de 75% da dose de radiação.

HILDEBOLT; COUTURE; WHITING ²³, em 2000, descreveram extensamente o sistema digital de Placa de Fósforo Foto Ativada e salientaram que as placas de fósforo, após processamento, podem ser reutilizadas. É necessário serem expostas à luz intensa, que apagará toda energia remanescente. Por outro lado, a imagem latente pode também permanecer na placa de fósforo, sem ser digitalizada, por minutos ou horas, dependendo dos cuidados no armazenamento, não devendo ser expostas a luz intensa ou calor, a fim de evitar que a energia contida seja liberada antes da leitura da placa. Enfatizaram que aproximadamente 25% a 50% do sinal armazenado é perdido durante a primeira hora após a exposição devido à queda exponencial da fluorescência na imagem latente.

VAN DER STELT ³⁹, em 2000, em um artigo sobre os princípios da imagem digital, apresentou os diferentes métodos de obtenção desta imagem, subdividindo-os em métodos diretos e indiretos. No método indireto, uma imagem digital é produzida com o auxílio de scanners ou câmeras digitais, que utilizam o filme radiográfico convencional, convertendo sua imagem analógica em digital. No método direto de radiografia digital, o autor descreveu o sistema de sensor de carga

acoplada (CCD - Charge Couple Device), no qual a imagem é capturada por um sensor que, conectado ao computador, converte a energia dos fótons de raios x em sinal elétrico, enviando-o para o computador por meio de um cabo, gerando uma imagem digital na tela do monitor. Outro método direto descrito foi o sistema de placa de fósforo foto ativada que, segundo o autor, como possui uma fase intermediária para leitura da informação, pode também ser denominado método digital semidireto.

BRENNAN ⁴, em 2002, citou como principal vantagem do sistema digital de sensor de carga acoplado a redução do tempo para disponibilizar a imagem. Porém, os sensores intrabucais são rígidos e de difícil adaptação em bocas pequenas, além de utilizarem um cabo para conectá-los ao computador, dificultando o seu manuseio. Outra desvantagem é o alto custo dos sensores para imagens extrabucais, além de requererem equipamentos de raios x de última geração.

WENZEL; GOTFREDSSEN ⁴⁶, em 2002, em uma revisão sobre a radiografia digital na Ortodontia, descreveram os métodos de aquisição da imagem direta por meio dos receptores sensor de carga acoplada (CCD) e placa de fósforo foto ativada (PSP). Relataram que a resolução espacial da imagem varia dentre os métodos e que o equipamento digital CCD provém uma melhor resolução do que a placa de fósforo, ocasionando uma maior observação dos detalhes. Porém, como não há, até então, um consenso do grau de resolução necessário para análise de radiografia panorâmica e telerradiografia, afirmaram ser prematuro julgar a resolução da imagem obtida com o método CCD como desnecessariamente alta.

MARTINS et al. ²⁷, em 2006, investigaram os efeitos de diferentes condições de armazenamento, relacionando-as com o tempo de espera para leitura da placa de fósforo sobre uma imagem digital obtida pelo sistema de Placa de Fósforo Armazenada Digora®. Radiografaram uma escala de alumínio de 2 a 16 mm de espessura, com degraus de 2mm cada, utilizando três placas de fósforo, que foram imediatamente processadas, representando um padrão ouro de qualidade. Sendo assim, os valores de pixels destas imagens foram comparados com os das demais placas que tiveram tempo de espera de 10 min, 30 min, 1h, 2h, 3h e 4h. Para cada tempo, uma placa foi armazenada em temperatura ambiente (25°C – 60% umidade relativa), outra em ambiente refrigerado (7,4°C – 48% umidade relativa) e uma terceira placa foi armazenada em ambiente com baixa umidade (25,3°C – 26% umidade relativa). Para análise subjetiva, radiografaram uma mandíbula seca com

cobertura em acrílico, seguindo os mesmos critérios de tempo de espera e condições de armazenamento. Os examinadores avaliaram a qualidade da imagem por meio de escores predefinidos. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significante nos valores de pixels da imagem em placas com até três horas de espera para leitura. Entretanto, os valores de pixels obtidos com a espera de quatro horas foram estatisticamente diferentes para as três condições de armazenamento. Como esta perda de densidade, diminuição dos valores de pixels, após quatro horas de espera não foi perceptível ao olho humano, os autores concluíram que o diagnóstico clínico parece não ser afetado se houver atraso no processamento da placa de fósforo.

Em outro estudo realizado em 2006, AKDENIZ; GRÖNDAHL¹ avaliaram a perda da qualidade da imagem obtida com o sistema de placa de fósforo em decorrência do tempo compreendido entre a exposição e a leitura da imagem latente. Utilizaram uma escala de alumínio, com cinco degraus de 2mm cada, a qual foi exposta em 3 unidades de Placas de Fósforo Armazenadas Digora®. Após a primeira exposição da escala de alumínio, as três placas foram imediatamente procedidas à leitura. Após a segunda exposição, as placas foram lidas após meia hora de espera, após a terceira, uma hora de espera e continuou sucessivamente com aumento de meia hora até espera de 8h. Isto resultou em um total de 51 exposições. As placas que não foram imediatamente submetidas à leitura foram armazenadas em seus envelopes, em uma caixa de luz compacta, e colocadas em uma gaveta escura para prevenir que alguma energia de luz externa afetasse a imagem latente. Os valores de pixels nos degraus não foram significativamente diferentes quando comparados digitalização imediata com a de 0.5, 1.0 e 1.5 horas de espera. Para os demais tempos de espera, o contraste na imagem foi menor. Com base nos resultados, os autores concluíram, portanto, que as placas de fósforo foto ativadas, quando não puderem ser imediatamente lidas, necessitam ser expostas a uma radiação maior. Para evitar degradação significante de informação, devem ser lidas não mais que uma hora e meia após serem expostas.

2.2. Arquivamento e Compressão de Imagens Digitais

Segundo ANALOUI; BUCKWALTER ², em 2000, existem várias formas para arquivamento das imagens obtidas na área da saúde, sendo divididas conforme a tecnologia, tipo de acesso e capacidade de reutilização. As mais comuns tecnologias de armazenamento são os discos rígidos, presentes na unidade de processamento central (CPU) do computador, as fitas magnéticas e os discos óticos (CD e DVD), sendo escolhidas de acordo com suas características de espaço, velocidade e custos.

2.2.1. O Formato DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine

Devido ao crescente uso de sistemas digitais na área da saúde, ocorrido nos últimos 20 anos, com finalidade em melhorar a estrutura médica, aperfeiçoar o processo e diminuir os custos, MILDENBERGER; EICHELBERG; MARTIN ²⁹, em 2002, descreveram extensamente sobre o padrão DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Este sistema de Comunicação de Imagens Digitais em Medicina foi desenvolvido em 1985, baseado na cooperação do Colégio Americano de Radiologia (ACR) com a Associação Nacional de Fabricantes Elétricos (NEMA). O objetivo do padrão DICOM é promover a comunicação de diagnóstico e informação terapêutica, imagens e qualquer tipo de dados associados. Os autores enfatizaram que a versão DICOM 3.0, desenvolvida em 1993 e denominada Comunicação Digital em Medicina tem como principal aperfeiçoamento a possibilidade de trabalhar em rede, dando suporte para o desenvolvimento dos Sistemas de Comunicação e Arquivamento de Imagens (PACS), relacionando-os digitalmente com os Sistemas de Informação Médica.

Em outra revisão sobre o padrão DICOM, realizada em 2005, GRAHAM; PERRIS; SCARSBROOK ²¹ explicaram que cada arquivo DICOM contém, entre outros itens, informação relacionada ao paciente, os parâmetros de aquisição da imagem, referências, identificação do operador e dimensão da imagem. A porção remanescente do arquivo contém os dados da imagem. DICOM é um tipo universal de arquivo, desenvolvido para facilitar a troca de dados entre os vários equipamentos de imagens diagnósticas, como Tomografias, Ressonâncias Magnéticas, Radiografias, Ultrassonografias, dentre outros, independente do

fabricante. Os arquivos DICOM armazenam uma grande quantidade de dados e normalmente precisam ser visualizados em estações de trabalho específicas, mas podem também ser transferidos eletronicamente para outros computadores, nos quais tenham sido instalados programas apropriados de visualização DICOM. Os arquivos DICOM são facilmente convertidos em uma variedade de formatos de imagem e editados, previamente ao uso em publicações e atividades de ensino. Devido à alta resolução das imagens, os arquivos DICOM tendem a ocupar grande espaço na memória do computador e, frequentemente, sofrem compressão antes do armazenamento e transferência dos dados.

2.2.2. Os formatos de compressão TIFF e JPEG

WIGGINS et al. ⁴⁷, em 2001, realizaram uma revisão sobre os formatos de arquivos de imagens e definiram que o formato TIFF (Tagged Image File Format), desenvolvido em 1986 pela Microsoft e Aldus, tem como objetivo primário servir como um dispositivo de produção de imagens, assim como impressoras, monitores e scanners, sendo, portanto, designado especificamente para ser compatível com diferentes dispositivos de processamento de imagem. A grande vantagem do formato TIFF é suportar uma ampla gama de tamanhos de imagens e resoluções, além de utilizar diferentes técnicas de compressão. A compressão sem perda, no formato TIFF, permite a manutenção da resolução da imagem, sem perda dos detalhes. O tamanho aumentado do formato TIFF deriva em usar uma técnica de compressão sem perda, sendo sua maior limitação, pois dificulta seu uso na Internet. Outro formato de compressão de imagem abordado neste estudo foi o padrão JPEG (Joint Photographic Experts Group), criado no início da década de 1990 e que permite ao usuário especificar o quanto de compressão é aplicado e, conseqüentemente, a quantidade da informação original que foi perdida. Os arquivos no formato JPEG exploram o fato que o olho humano percebe pouca mudança de cor, com menos precisão que mudança no brilho. Os dados são perdidos irreversivelmente, o que pode ocasionar um inaceitável nível de perda da qualidade da imagem.

GRAHAM; PERRIS; SCARSBROOK ²¹, em 2005, esclareceram que a compressão da imagem é um método de redução do tamanho do arquivo, com finalidade de aumentar a quantidade de arquivos armazenados em um determinado espaço, bem como aumentar a velocidade de transmissão dos dados. Descreveram que há dois tipos de compressão de dados: compressão reversível e irreversível. A compressão reversível (sem perda) permite que os arquivos sejam reduzidos sem haver perda de informação. Desta forma, todos os dados originais podem ser recuperados, se necessário. É um procedimento sem danos que pode comprimir a imagem em aproximadamente 40 a 50 % do seu tamanho original. A compressão irreversível da imagem (com perda de informação) elimina permanentemente alguns dados do arquivo, resultando em uma notável redução do tamanho do arquivo. Seu objetivo é, portanto, eliminar informação redundante sem afetar a qualidade da imagem. Porém, compressão excessiva inevitavelmente resulta em perda de qualidade da imagem. Os autores indicaram o uso do formato de compressão JPEG para imagens exibidas no monitor do computador, bem como para trabalhos que utilizam a Internet, pois o reduzido tamanho dos arquivos permite o carregamento rápido da imagem, facilitando a transferência de dados entre computadores.

Como não há consenso, na literatura odontológica, de um limiar de compressão sem danificar a qualidade da imagem, WENZEL et al ⁴⁵, em 1996, realizaram um estudo para avaliar a armazenagem necessária, a qualidade subjetiva da imagem e a acurácia na detecção de cáries em radiografias digitais utilizando-se vários níveis de compressão, obtidos com o método irreversível. Utilizaram 116 dentes humanos (pré-molares e molares), que foram radiografados em grupos, sendo que cada grupo apresentava três dentes dispostos lado a lado, com contatos proximais. As radiografias foram obtidas pelo sistema de placa do fósforo armazenado Digora (Soredex Medical Systems, Helsinki, Finland) e receberam apenas 20% da dose de radiação necessária para os filmes convencionais. As imagens foram exportadas no formato TIFF (Tagged Image File Format) e posteriormente compactadas no método padrão de compressão irreversível JPEG, utilizando-se quatro índices de compressão: 1:5 (20%), 1:12 (8%), 1:20 (5%) e 1:33 (3%). As 580 imagens foram avaliadas por cinco radiologistas, que classificaram as superfícies oclusal e proximal dos dentes usando uma escala com cinco estágios definidos e subjetivamente julgaram a qualidade da imagem por meio de uma escala com onze estágios. Os resultados indicaram que o limiar de compressão das imagens intra-buciais, para

diagnóstico de cáries oclusais, pode ser aproximadamente de 1:20, embora algumas lesões proximais podem ser perdidas com taxas de compressão maiores que 1:12. Na avaliação subjetiva, os radiologistas foram capazes de verificar diferença na qualidade da imagem já na compressão de 1:12. Os escores de qualidade para as imagens comprimidas diferem significativamente das originais, exceto para o nível de compressão 1:5. Assim, a taxa de compressão de 1:20 a qualidade da imagem é gradativamente menor que a original, mas parece ainda ser aceitável. Os autores concluíram que, para diagnóstico de cáries, uma taxa de compressão de 1:12 pode ser indicada, sem que a acurácia e a qualidade da imagem sejam significativamente afetada.

SANDERINK et al.³³, em 1997, avaliaram o efeito da compressão JPEG na qualidade de radiografias panorâmicas digitais. Trinta radiografias panorâmicas foram obtidas pelo sistema digital Siemens Orthophos Ds e programa Sidexis (Siemens AG, Bensheim, Germany) e suas imagens digitais foram comprimidas por JPEG em 4 fatores: 100, 90, 80 e 50, resultando em proporção de compressão de 1:3, 1:15, 1:28 e 1:50, respectivamente. Vários observadores fizeram discriminações entre as imagens originais e imagens comprimidas. Os autores concluíram que, para fazer a interpretação radiográfica neste experimento, uma compressão de 1:28, equivalente ao Fator de Qualidade 80 do programa Siemens, não restringiu a qualidade das imagens.

GÜRDAL; HILDEBOLT; AKDENIZ²², em 2001, avaliaram os efeitos na densidade óptica de imagens digitais, quando armazenadas em diferentes formatos de arquivos e/ou utilizadas em três tipos de softwares de análise de imagens. Uma escala de alumínio com oito degraus, de um milímetro cada, foi posicionada no centro de um filme oclusal e radiografada. Após o processamento, foi digitalizada com um scanner flatbed a 300 d.p.i. e com 8 bits de resolução. Cada estágio da imagem digital do degrau foi visualizado por meio do software Paintshop Pro 6.0. Escolheram uma área, próxima ao centro do degrau, com 20 x 20 pixels, denominada região de interesse (ROI), para análise das coordenadas e dos valores da escala de tons de cinza de cada pixel. Os dados das imagens foram salvos no formato TIFF (4Kb) e JPEG (2Kb) e abertos em três diferentes programas de análise de imagens. Para a área de 20 x 20 pixels de cada tipo de imagem foi calculado a média dos valores da escala de tons de cinza e o desvio padrão. Os resultados mostraram que houve concordância nos valores de tons de cinza para as imagens

TIFF visualizadas nos programas Image Tool e Image J. As imagens TIFF visualizadas no programa Digora e todas as imagens JPEG mostraram variações dos valores de tons de cinza, independente do programa de análise de imagens utilizado. Os autores comentaram, portanto, que, após a digitalização, a imagem deve ser salva em um arquivo que promova uma efetiva preservação dos valores da escala de tons de cinza e que os programas usados para abrir os arquivos não devem introduzir erros, já que é essencial a acurácia da imagem na detecção de mudanças de densidade óptica em radiografias obtidas em diferentes épocas. Recomendam, portanto, que é sábio evitar os arquivos de compressão de imagens com perda, concluindo que a análise da densidade dos tecidos duros bucais depende, sobretudo, da sutileza do método utilizado.

ERASO et al.¹³, em 2002, estudaram o impacto da compressão JPEG, com razão de compressão de 1:2, 1:4, 1:8, 1:16, 1:32, 1:48 e 1:64 na detecção de lesão periapical. Cinquenta radiografias digitais foram obtidas por meio do sistema de radiografia digital com sensor de carga acoplado CCD e, em cada imagem, somente uma raiz foi avaliada. As quatrocentas imagens foram exibidas aleatoriamente, em um monitor do computador e quatro examinadores (três endodontistas e um radiologista) classificaram a ausência ou presença de lesão conforme uma escala de 1 a 5, em três áreas pré-selecionadas (mesial, distal e apical). O consenso entre os examinadores na classificação das imagens sem compressão serviu como base de comparação das imagens comprimidas no formato com perda JPEG. A análise de variância entre os observadores indicou que, para as razões de compressão 48 e 64, houve diferença significativa entre a média de erro absoluto das imagens com e sem compressão. Os resultados mostraram que a acurácia diagnóstica foi altamente correlacionada com a quantidade de compressão. Os autores concluíram que uma alta compressão pode ocasionar um severo impacto na qualidade diagnóstica de radiografias digitais, para detecção de lesão periapical, sugerindo, portanto, que uma proporção de compressão menor que 1:32 pode ser seguramente utilizado para diagnóstico em endodontia.

Ainda no mesmo ano, SIRAGUSA; MCDONNELL³⁶ analisaram o efeito da compressão da imagem radiográfica para diagnóstico em endodontia. Quatorze radiografias periapicais foram digitalizadas por meio de um scanner, com resolução óptica de 300 dpi e escala de cinza de 8 bytes. As imagens foram armazenadas em arquivos no formato TIFF e posteriormente submetidas à compressão sem perda de

informação. Compressão com perda de informação foi realizada utilizando o formato JPEG. Um especialista em endodontia realizou a análise qualitativa e a análise quantitativa foi calculada pela subtração digital de cada imagem JPEG com sua correspondente original TIFF, originando uma nova imagem no formato TIFF com auxílio do programa Photoshop 5.0. Os resultados revelaram que a compressão JPEG, até seis vezes menor que a imagem original TIFF, foi compatível para interpretação radiográfica.

KOENIG et al.²⁵, em 2004, investigaram a diferença na detecção de lesões periapicais induzidas quimicamente entre uma imagem sem compressão com imagens submetidas à compressão JPEG com perda, com proporção de compressão de 1:2, 1:14, 1:23, 1:28 e 1:47. As lesões periapicais foram criadas colocando solução de ácido clorídrico a 70% no ápice dos dentes extraídos de treze mandíbulas de cadáveres humanos. Os dentes foram recolocados nos alvéolos e radiografados por meio do sistema de sensor digital Schick CDR. As imagens foram visualizadas por três profissionais, em três tempos, que classificaram a presença ou ausência de lesão em uma escala de 1 a 5 nas três áreas: mesial, distal e apical dos dentes. A concordância intra e interobservador entre a imagem original e as compactadas foram avaliadas pelo coeficiente de correlação intraclasse. Não houve diferença significativa entre as imagens comprimidas e a original, exceto para a razão de compressão de 1:47. Os autores concluíram que compressão da imagem com um nível de compressão de até 1:28 não altera a detecção de lesão periapical artificial. Entretanto, com níveis aumentados de compressão, há uma maior probabilidade em haver diferenças significantes entre as imagens originais e comprimidas, principalmente quando as lesões são ausentes ou muito pequenas.

FIDLER; LIKAR; SKALERIC¹⁴, em 2006, realizaram uma revisão sistemática da literatura para avaliar o efeito da compressão da imagem pelo formato JPEG com perda na acurácia do diagnóstico em radiologia odontológica. Em todos os estudos incluídos foram extraídas informações em relação ao modo de aquisição da imagem, conteúdo, compressão, exibição e o método de avaliação da imagem. Os parâmetros usados para expressar o grau de perda da informação foram proporção de compressão e/ou nível de compressão. A mais alta proporção de compressão relatada nos estudos variou de 3,6 a 25,4%. Além disso, diferentes valores de proporção de compressão foram propostos para o mesmo tipo de diagnóstico. Por exemplo, para interpretação de lesão de cárie a proporção variou de 6,2 a 11%. Em

conclusão, os autores relataram que a imagem comprimida com perda da qualidade pode ser usada em radiologia clínica, mas o grau aceitável de perda da informação é difícil de ser avaliado e padronizado, pois depende do conteúdo da imagem e da falta de padronização dos programas de compressão.

WENGER; TEWSON; MCDONALD ⁴², em 2006, avaliaram o efeito da compressão JPEG sobre a qualidade da imagem de telerradiografia digital direta. Para tanto, utilizou-se um objeto de teste que possuía quinze degraus, de 1.0mm de espessura, sendo que, em cada degrau havia vinte perfurações. Foi radiografado com o sistema digital Plameca Proline 2002 – programa Digimax 2, com 68kV, 12mA e 7s de exposição. Posteriormente, seis fatores de compressão foram usados para capturar as imagens cefalométricas - 60%, 70%, 80%, 90%, Qualidade top JPEG (TQJPEG 98%) e TIFF (sem compressão). Seis profissionais calibrados e com experiência visualizaram as imagens, exibidas aleatoriamente, no monitor do computador. O mesmo procedimento foi repetido após um mês. O número de buracos detectados por cada observador foi marcado em cada tipo de compressão. Quando se comparou a reprodutibilidade intraobservador, somente quatro das 36 comparações mostraram diferenças estatisticamente significante (Observador 1: 60% (P = 0.004), TQJPEG (P = 0.019); Observador 2: TIFF (P = 0.005); Observador 3: 90% (P = 0.007)). Não existiu diferença estatisticamente significativa na reprodutibilidade interobservador e entre a qualidade da imagem obtida de cada comparação, ou seja, a compressão JPEG não teve efeito na perceptibilidade dos marcos do objeto de alumínio usado neste estudo.

FIDLER; SKALERIC; LIKAR ¹⁵, em 2007, demonstraram o efeito do conteúdo da imagem em relação à preservação dos detalhes e à redução do tamanho do arquivo. A amostra foi dividida em dois grupos: O primeiro grupo da amostra tinha 16 imagens “in vivo” da região de canino inferior com variação do tempo de exposição, nível ósseo e número de dentes. O segundo grupo tinha 105 radiografias interproximais clínicas. Estas imagens foram compactadas em três modos: Fator de Qualidade JPEG, Fator de Qualidade JPEG 2000 e proporção de compressão JPEG 2000. Os detalhes da perda de qualidade da imagem foram avaliados na região padronizada que continha osso e coroa dentária. Para os dois primeiros grupos o erro foi aproximadamente constante. No entanto, no grupo da Proporção de Compressão a redução do tamanho do arquivo constante com proporção padronizada o erro foi dependente do tempo de exposição, nível ósseo e número de

dentos. Os autores concluíram que a preservação constante dos detalhes da imagem, crucial para a interpretação radiográfica é apenas confiável se a compressão for baseada no Fator de Qualidade no qual o tamanho do arquivo compactado depende do conteúdo da imagem original. O modo que assegura a mesma proporção de compressão mantém constante a redução do tamanho do arquivo, mas, preservação dos detalhes da imagem depende do conteúdo da imagem original.

MCCORD et al. ²⁸, em 2007, compararam a qualidade da imagem, no aspecto qualitativo e quantitativo, de radiografias de mão e punho nos formatos TIFF e JPEG 2000, com níveis de compressão de 1:20, 1:40, 1:60 e 1:80. Quinze radiografias foram obtidas em um equipamento Orthoceph OC100, processadas conforme orientação do fabricante, digitalizadas com auxílio de um scanner com resolução de 300 dpi e posteriormente exibidas em um monitor LCD, 17 polegadas. Noventa imagens foram visualizadas por residentes em Ortodontia, que determinaram a qualidade da imagem em uma escala de 1 a 5. A análise quantitativa também foi feita usando um programa baseado no Sistema Visual Humano. Os resultados mostraram que a qualidade subjetiva das imagens no formato TIFF foi melhor que a das imagens JPEG 2000 nas proporções de compressão de 1:60 e 1:80. Na análise quantitativa, os resultados foram comparados pelo método de variância ANOVA e apresentaram discretas diferenças, sendo que as imagens JPEG 2000 tiveram menor qualidade, em todas as proporções de compressão, quando comparadas com a imagem original TIFF.

2.3. Reprodutibilidade das Marcações dos Pontos Cefalométricos

Diante do importante papel que a radiografia cefalométrica desempenha na ortodontia, para auxiliar no diagnóstico, no plano de tratamento e na predição de crescimento, BAUMRIND; FRANTZ ³, em 1971, realizaram um estudo sobre a confiabilidade da identificação dos pontos cefalométricos e observaram uma evidente menor reprodutibilidade nos pontos Gônio e Ápice do incisivo inferior.

BUSCHANG; TANGUAY; DEMIRJIAN ⁶, em 1987, enfatizaram que para a análise cefalométrica ser confiável, os erros de identificação dos pontos

cefalométricos precisam ser controlados, sendo desejável a utilização de pontos com reprodutibilidade estimada acima de 0,90.

Devido ao crescente interesse sobre a imagem digital em cefalometria, FORSYTH et al.¹⁸, em 1996, compararam medidas cefalométricas em telerradiografias convencionais realizadas manualmente e com o auxílio do computador, por meio da técnica indireta de digitalização. Utilizaram trinta telerradiografias, sendo que cada imagem foi digitalizada duas vezes, com dispositivos diferentes: uma câmera fotográfica Pulnix TM-760 e um bloco digitalizador GTCO, conectado a um microcomputador. Vinte e dois pontos cefalométricos foram marcados nas noventa imagens radiográficas e o sistema de coordenadas cartesianas x e y foi utilizado para verificar a reprodutibilidade das medidas lineares e angulares nos diferentes métodos. Os resultados relacionados com o modo de digitalização da imagem foram insignificantes, porém, ao agruparem todas as imagens digitais, encontraram um erro sistemático que ocasionou diferenças estatisticamente significativa na maioria das medidas lineares e angulares entre estas imagens e as radiografias convencionais. O maior erro foi observado na medida SNA, que apresentou uma média de 2.2 graus aumentada nas imagens digitais.

LIM; FOONG ²⁶, em 1997, relataram que o rápido avanço no campo da informática e no processamento de imagens possibilitou o desenvolvimento da cefalometria computadorizada. Realizaram um estudo prospectivo randomizado para determinar a confiabilidade da identificação dos pontos cefalométricos em radiografias cefalométricas digitais, comparando-a com a das radiografias cefalométricas convencionais. Radiografias cefalométricas foram obtidas de 20 pacientes, imediatamente após o término do tratamento ortodôntico, sendo que metade do grupo foi submetida ao sistema convencional (CAWO®, Schrobenhausen, Germany) e a outra metade, ao sistema de placa de fósforo (Fuji® Medical Systems, Tokyo, Japan). Cinco ortodontistas, com, no mínimo, cinco anos de experiência clínica identificaram 17 pontos anatômicos, sendo oito pontos em estrutura óssea, quatro em dentes e cinco em região de tecido mole. A identificação do erro foi analisada pelo método de coordenadas cartesianas x e y. Os pontos Sela e Násio foram os mais confiáveis. Pontos cefalométricos anatomicamente com baixa radiodensidade como, por exemplo, orbital, Ponto A, espinha nasal anterior e posterior tendem a ser menos confiáveis. A identificação do ponto A foi mais variável

na radiografia computadorizada. Com base nos resultados deste estudo nenhum dos pontos cefalométricos atingiram significância estatística quando ambos examinadores e sistemas de imagens foram considerados como fatores de variância.

TRPKOVA et al.³⁸, em 1997, realizaram um estudo estatístico (meta-análise) comparando os dados de 6 diferentes trabalhos sobre o erro de identificação de 15 pontos cefalométricos normalmente usados para avaliar crescimento. Os resultados permitiram recomendar que 0,59 mm de erro total na coordenada x e 0,56mm na coordenada y são aceitáveis níveis de exatidão nos traçados. Os pontos B, A, Ptm, S e Go na coordenada x e Ptm, A e S na coordenada y apresentaram níveis insignificantes de erro médio e pequeno valor de erro total e, por isso, se constituem em pontos com suficiente confiabilidade para análises cefalométricas laterais.

GEELLEN et al.¹⁹, em 1998, avaliaram a reprodutibilidade de pontos cefalométricos marcados sobre o filme radiográfico convencional comparando com a imagem adquirida pelo sistema digital de placa de fósforo foto ativada, na qual os pontos foram marcados diretamente sobre o monitor do computador e também sobre uma cópia impressa a laser. A placa de fósforo após passar por um leitor de imagem gerou uma imagem digital no padrão DICOM, que posteriormente foi convertida e exibida no monitor do computador no formato TIFF. A amostra consistiu de 19 cefalogramas para cada modalidade de imagem na qual seis observadores calibrados (quatro ortodontistas e dois pós-graduandos) marcaram 21 pontos cefalométricos. Foi utilizado o sistema de coordenadas cartesianas x e y, sendo que nos filmes e nas cópias impressas a identificação das coordenadas foi obtida com o auxílio de uma mesa digitalizadora. Nas imagens exibidas no monitor, essas coordenadas foram identificadas diretamente, por meio de um programa computadorizado. A média de cada ponto cefalométrico marcado pelos seis observadores, em cada modalidade, foi considerada como referência, a fim de calcular, em milímetros, o desvio de cada observador. A marcação dos pontos Or e Po apresentou uma variação maior que 2mm, enquanto que os pontos ENA, ENP, A, AIS, AII, Gn, B e Ba mostraram uma variação na marcação entre 0,75 e 1,75mm.

GOLDREICH, et al.²⁰, em 1998, realizaram uma revisão sobre os erros em cefalometria e observaram que o erro é uma constante nos dados advindos dos traçados cefalométricos. Para minimizá-los, orientaram que os examinadores devem

ter experiência e serem calibrados, além de aleatorizar a ordem em que as radiografias são traçadas e medidas.

CHEN et al.⁷, em 2000, descreveram que muitos programas, comercialmente disponíveis, têm sido desenvolvidos para conduzir análises cefalométricas diretamente, sobre a imagem digital exibida no monitor do computador. Sua aplicação pode reduzir substancialmente o potencial de erros no uso de digitalizadores e eliminar totalmente a necessidade de imprimir cópias das imagens obtidas digitalmente. Enfatizaram ainda que, embora não tenha aumentado a acurácia, a análise cefalométrica com o auxílio do computador é mais rápida na aquisição e análise do que no método convencional. Neste estudo, compararam a reprodutibilidade das marcações dos pontos cefalométricos entre radiografias cefalométricas convencionais e imagens digitais. Dez radiografias cefalométricas foram selecionadas dos arquivos, digitalizadas com auxílio de scanner VXR-12 (Vidar System Corporation) e visualizadas sobre um monitor monocromático com resolução de 150 dpi. A análise foi composta por 19 pontos cefalométricos, cuja identificação foi realizada manualmente sobre a radiografia original e sobre a imagem digital, com o uso de um cursor. Sete residentes em ortodontia, calibrados especialmente para esse estudo, identificaram os pontos cefalométricos nos dois formatos de imagens, com um intervalo de tempo de, no mínimo, uma semana. Para acessar a concordância na identificação dos pontos entre as radiografias convencionais e suas correspondentes digitais, cada marcação recebeu coordenadas x e y, nos dois métodos, que serviram como referência idêntica. Diferenças no eixo horizontal foram encontradas nos pontos Me, Gn, ENA, ENP, AII. No eixo vertical, diferenças significantes foram encontradas nos pontos Po, Or e Gn. Os autores concluíram que os pontos Po, Ar, ENP e AMS são menos reprodutíveis em imagens digitais.

Para comparar a reprodutibilidade na marcação de pontos cefalométricos na tela do computador e no cefalograma manual, CHEN et al.⁸, em 2004, estudaram 10 telerradiografias digitais adquiridas pelo sistema de placa de fósforo foto ativada. Doze residentes em Ortodontia identificaram 19 marcações cefalométricas na imagem digital diretamente na tela do monitor e, fizeram os cefalogramas manuais correspondentes, em papel de acetato sobre a imagem impressa em um filme azul transparente. Os dez cefalogramas manuais foram digitalizados e os pontos marcados. Houve diferença estatisticamente significativa na localização vertical e

horizontal dos 19 pontos. Foram encontrados menos erros interobservadores na imagem digital direta pela placa de fósforo avaliada no monitor do computador, que em sua versão impressa, em todas as marcações, exceto o ponto Gônio na direção vertical.

SANG; DONG; SEUNG ³⁴, em 2008, avaliaram e compararam a reprodutibilidade na identificação dos pontos cefalométricos em radiografia cefalométrica lateral digital, entre imagens impressas e exibidas no monitor do computador. Cinquenta pacientes ortodônticos foram aleatoriamente selecionados e apresentavam radiografia cefalométrica lateral digital, anterior ao tratamento ortodôntico. Dois residentes em ortodontia, calibrados, com três anos de experiência, identificaram 17 pontos cefalométricos, em três sessões, no intervalo de duas semanas, em imagens exibidas no monitor do computador e sobre uma cópia da radiografia digital, impressa anteriormente. As posições dos pontos foram registradas no sistema de coordenadas cartesianas x e y. Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significante entre os examinadores para os pontos Po, Pog e R1. Como o coeficiente de correlação intraclasse (ICC) da confiabilidade intraobservador (repetibilidade) e interobservador (reprodutibilidade) dessas marcações é muito alto, especialmente no método exibido no monitor, a causa da diferença interobservador é devido às características de cada ponto cefalométrico e não ao método de identificação ou examinadores.

2.4. Avaliação da Compressão da Imagem Digital na Reprodutibilidade dos Pontos Cefalométricos

CZIRAKI ¹⁰, em 2001, avaliou e comparou a reprodutibilidade e a acurácia dos pontos e medidas cefalométricas entre radiografias convencionais, suas correspondentes indiretas e imagens digitais diretas com compressão JPEG. Vinte e uma radiografias convencionais foram digitalizadas por meio de um scanner, resultando em imagens no formato TIFF, que foram comprimidas para o formato JPEG, nas proporções de compressão de 1:12 e 1:25. Simultaneamente, telerradiografias de trinta pacientes foram obtidas por meio do sistema digital de Placa de Fósforo foto ativada e filme convencional. Três examinadores marcaram os

pontos cefalométricos no monitor do computador, registrando as coordenadas x e y e calcularam as medidas cefalométricas. Os resultados mostraram que, nas imagens com compressão de 1:25, os pontos ENA (eixo x), N (eixo y), Or (eixo x e y), PTM (eixo y), All (eixo x e y), AIS (eixo x e y) foram menos reprodutíveis. De um modo geral, os pontos apresentaram menor reprodutibilidade no eixo y que no x, em estruturas ósseas e em tecido mole.

DUARTE ¹², em 2008, verificou a influência da compressão JPEG na reprodutibilidade da marcação de pontos cefalométricos em imagens de telerradiografias em norma lateral. Trinta pacientes foram submetidos à exposição radiográfica por meio do sistema de placa de fósforo foto ativada e as imagens digitais, exibidas no formato DICOM, foram convertidas para o formato JPEG, nos fatores de qualidade 100, 80 e 60. Três ortodontistas calibrados marcaram a localização de 12 pontos cefalométricos nas 120 imagens, utilizando o sistema de coordenadas x e y. Os resultados mostraram que as marcações dos pontos cefalométricos foram bastante reprodutíveis, exceto para o ponto Or coordenada x. Os diferentes formatos de arquivo mostraram-se estatisticamente iguais, para cada ponto e eixo aferido. A autora concluiu que as compressões JPEG avaliadas não tiveram efeito na reprodutibilidade da marcação dos pontos cefalométricos testados.

3. PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi:

- Avaliar a reprodutibilidade intra e interexaminadores na marcação dos pontos cefalométricos em imagens digitais de telerradiografias em norma lateral.
- Avaliar a reprodutibilidade na marcação dos pontos cefalométricos em imagens digitais de telerradiografias em norma lateral, nos formatos de arquivo DICOM, TIFF e JPEG com fator de qualidade 80.

4. MATERIAL E MÉTODO

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1. Amostra

Inicialmente foi realizado um projeto de pesquisa submetido ao parecer técnico do Comitê de Ética da Universidade Metodista de São Paulo, com número de protocolo 179616 (0010.0.214.000-08), o qual foi aprovado conforme anexo 1. Todos os pacientes participantes desta pesquisa assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido autorizando o uso de suas radiografias com tal finalidade (anexo 2).

A amostra foi composta de 90 imagens de telerradiografias digitais em norma lateral, obtidas a partir de 30 voluntários na faixa etária de 20 a 23 anos de idade (15 do sexo masculino e 15 do sexo feminino), dos quais se obteve uma radiografia digital no formato DICOM. Estes indivíduos eram pacientes que iniciaram tratamento ortodôntico na clínica de Ortodontia do Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Concentração em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade Metodista de São Paulo – UMESP.

Os seguintes critérios de inclusão foram usados na seleção da amostra:

- Presença de todos os dentes permanentes, exceto terceiros molares;
- Ausência de aparelho ortodôntico;

4.2. Obtenção das Imagens Radiográficas Digitais

4.2.1. Material

Para obtenção das Imagens Radiográficas Digitais foram utilizados:

- Aparelho Radiográfico Panorâmico Rotography Plus, Dabi Atlante;

- Placa de Fósforo Foto ativada, Fuji Medical, com dimensão 24,0 x 30,0 cm;
- Chassis 24,0 x 30,0cm
- Avental Plumbífero;
- Espelho 40,0 x 70,0cm;
- Leitora da Placa de Fósforo Foto ativada FCR XG1, Fuji Medical;
- Estação de Trabalho – Workstation Dell Precision 490, com processador Intel Xeon Dell Core 4 MB, 1,86 Ghz;
- Programa de Computador do FCR XG1, Fuji Medical;
- Mídia- CD ROM

4.2.2. Técnica Radiográfica para Obtenção das Telerradiografias digitais em Norma Lateral

O aparelho utilizado para a obtenção das radiografias foi o Rotograph Plus da Dabi Atlante®, com tempo de exposição aos raios x variando de 0,7 a 0,8 segundos com 70 a 80 Kvp e 10mA, com distância da fonte de raios x até o plano sagital do paciente de 1,52m. Para a padronização do método de obtenção das telerradiografias em norma lateral, todas as radiografias foram obtidas pelo mesmo técnico em Radiologia, com o paciente em posição natural da cabeça ⁴⁸ (PNC) (Fig. 4.1) conforme descrito:

a) Foi colocado avental plumbífero no paciente, de acordo com a norma 453 da Vigilância Sanitária;

b) Foi utilizada uma placa de fósforo foto ativada Fuji Medical® de 24,0 x 30,0cm como receptor de imagem, no interior de um chassis de iguais dimensões, posicionado horizontalmente no aparelho;

c) O paciente foi posicionado em posição ereta no cefalostato, com os pés levemente afastados, olhando para a imagem dos próprios olhos, refletida em um espelho, com 70cm de altura por 40cm de largura, fixado a uma distância de 1,40cm a sua frente. O indivíduo foi orientado a permanecer em máxima intercuspidação habitual (PNC);

d) Foram tomados os cuidados necessários, com constantes orientações ao indivíduo, para limitar mudanças na posição da coluna vertebral enquanto era posicionado no cefalostato;

e) O paciente segurou um peso de 1Kg em cada mão lateralmente ao corpo para que, em posição relaxada, os úmeros permanecessem abaixados e não houvesse sobreposição destes com a coluna vertebral, na obtenção da radiografia;

f) Foi selecionado o tempo de exposição e quilovoltagem adequados ao paciente e, assim, realizado o exame radiográfico.



FIGURA 4.1 – Posicionamento da paciente no cefalostato em posição natural da cabeça.

4.2.3. Leitura da Imagem Latente contida na Placa de Fósforo Foto Ativada

Após a obtenção da imagem latente, procedeu-se a leitura no sistema radiográfico computadorizado FCR XG1 da Fuji Medical, com um intervalo máximo de uma hora após a exposição, para evitar perda de qualidade. Para isto, utilizou-se

uma estação de trabalho com um computador Dell Precision 490, com processador Intel Xeon Dell Core 4 MB, 1,86 Ghz e um monitor de cristal líquido Samsung, de 17 polegadas. O primeiro passo para a leitura da imagem foi inserir os dados do paciente no programa específico do aparelho FCR XG1, nome, idade, sexo, instituição que solicitou o exame radiográfico, etc. Após esta etapa, foram selecionados os parâmetros relativos a qual região do corpo seria realizada a leitura da imagem latente. Nesse caso específico, foi utilizado o parâmetro Crânio Geral. Realizado esses procedimentos, o chassis com a placa de fósforo foto ativada foi inserido na abertura do aparelho XG1 (Fig 4.2A). Após alguns segundos a imagem latente contida na placa de fósforo foi visualizada na tela do monitor como uma imagem digital (Fig 4.2B). Esse procedimento foi repetido para cada uma das 30 telerradiografias em norma lateral.

Cada imagem foi salva em formato DICOM, sendo cada uma com o tamanho de 13,3 MB de armazenamento. As imagens foram arquivadas em uma pasta, numeradas de 1 a 30 para cegamento da amostra e posteriormente gravadas em um CD ROM.

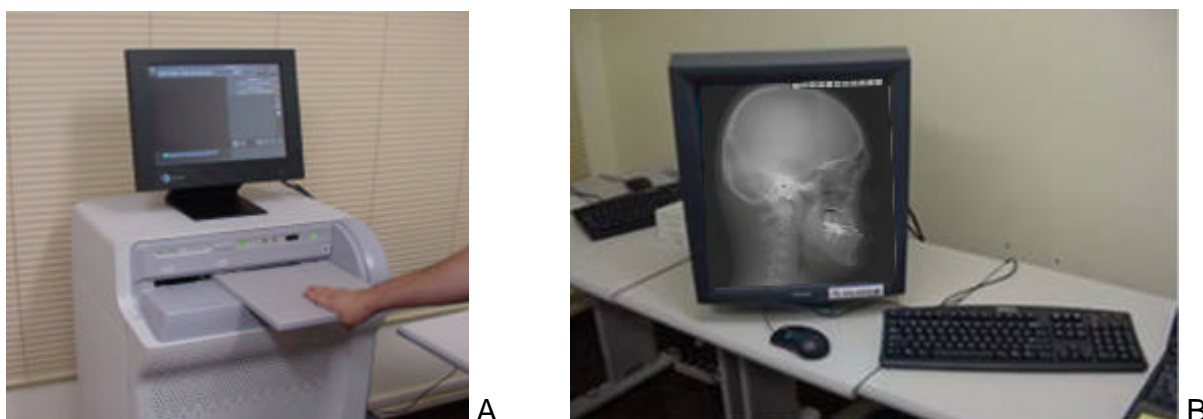


FIGURA 4.2 A – Placa de fósforo foto-ativado inserida na Leitora FCR XG1 – Fuji Medical. 4.2 B – Imagem digital visualizada na tela do computador.

4.3. Compressão das Imagens Digitais

Para a segunda etapa desse estudo utilizou-se:

- a) Computador: notebook Asus® com microprocessador Intel Centrino Core 2

Duo T7200, monitor de 12 polegadas com resolução de 1280 x 800 (32 bits) WXGA, sistema operacional Windows XP®;

- b) Programa de computador para conversão de imagem: Image Converter Plus® versão 7.1.0 build 70504 da empresa fCoder LTD (Vancouver – Canadá).

A imagem gerada a partir da imagem latente da placa de fósforo foi obtida em formato DICOM sem compressão, resultando na imagem original gerada pelo sistema da placa de fósforo, considerado nesse estudo como “Padrão Ouro”, sem perda de qualidade, sem compressão. Cada uma das imagens dos 30 indivíduos com nome de arquivo de 1 a 30 foram salvas por meio de um CD ROM para um novo computador onde foram abertas no programa Image Converter Plus (Fig 4.3 e 4.4) e convertidas em formato TIFF sem perda de informação e JPEG com perda no Fator de Qualidade 80. Todas as características da imagem original foram mantidas, alterando-se apenas o tamanho da imagem. Essa conversão resultou respectivamente nas proporções de compressão que variaram entre 1: 1,98, e 1: 17 a 1: 26 (Tabela 4.1). A proporção de compressão foi calculada dividindo o tamanho do arquivo inicial DICOM pelo tamanho do arquivo convertido em TIFF e em JPEG. Assim, cada paciente ficou com três imagens, perfazendo um total de 90 imagens. Para evitar tendência de resultados, um observador independente copiou as imagens em outra pasta e realizou o cegamento da amostra, ou seja, numerou os arquivos das imagens aleatoriamente de 1 a 90 (Figs. 4.5, 4.6, 4.7), mantendo a pasta original gravada na base do computador. Dessa maneira, quando os examinadores marcaram os pontos cefalométricos em uma determinada imagem não sabiam qual era a compressão utilizada. Foi dito a cada examinador apenas que se tratava de comparação entre imagens digitais.

TABELA 4.1. - Tamanho e proporção de compressão dos arquivos das imagens usadas nesta pesquisa

| Formato | Tamanho do arquivo | Proporção de compressão |
|---------|--------------------|-------------------------|
| DICOM | 13.300 KB | ----- |
| TIFF | 6.690 KB | 1:1,98 |
| JPEG 80 | 793 a 514 KB | 1: 17 a 1: 26 |

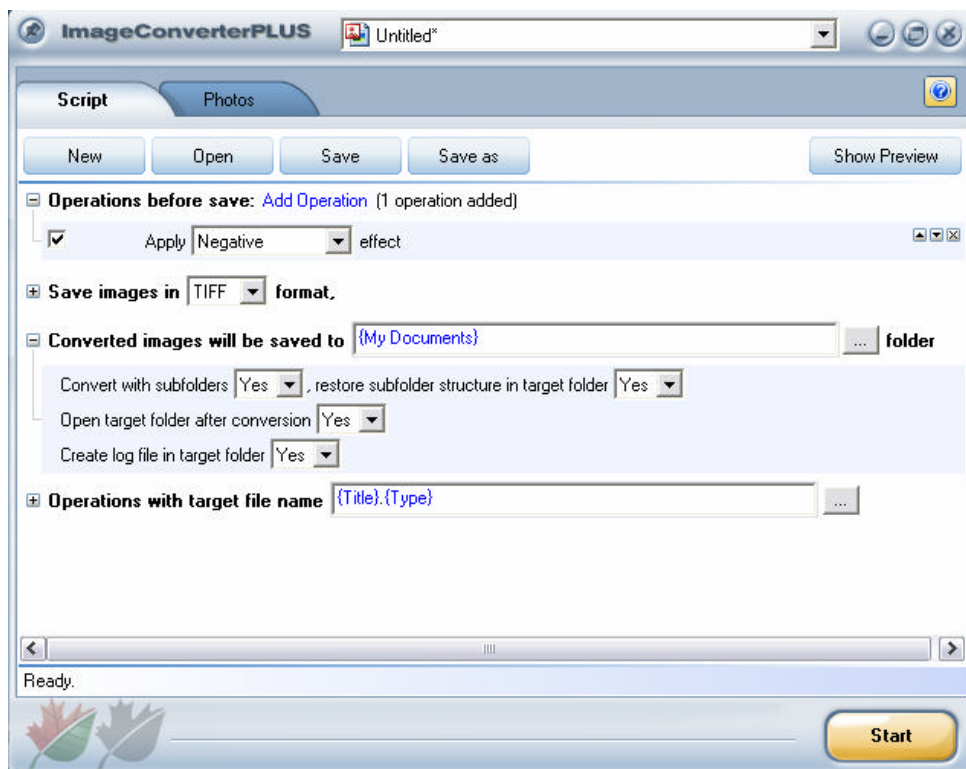


FIGURA 4.3 - Padrão escolhido no programa Image Converter Plus para converter imagens DICOM em TIFF.

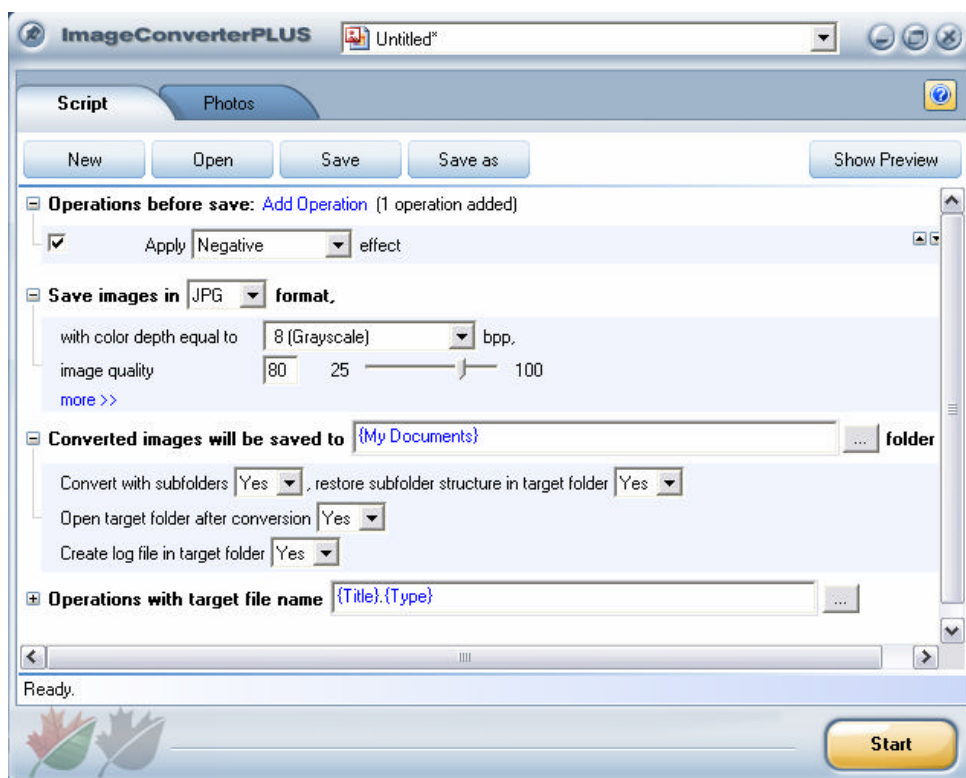


FIGURA 4.4 - Padrão escolhido no programa Image Converter Plus para converter imagens DICOM em JPEG, fator de qualidade 80.

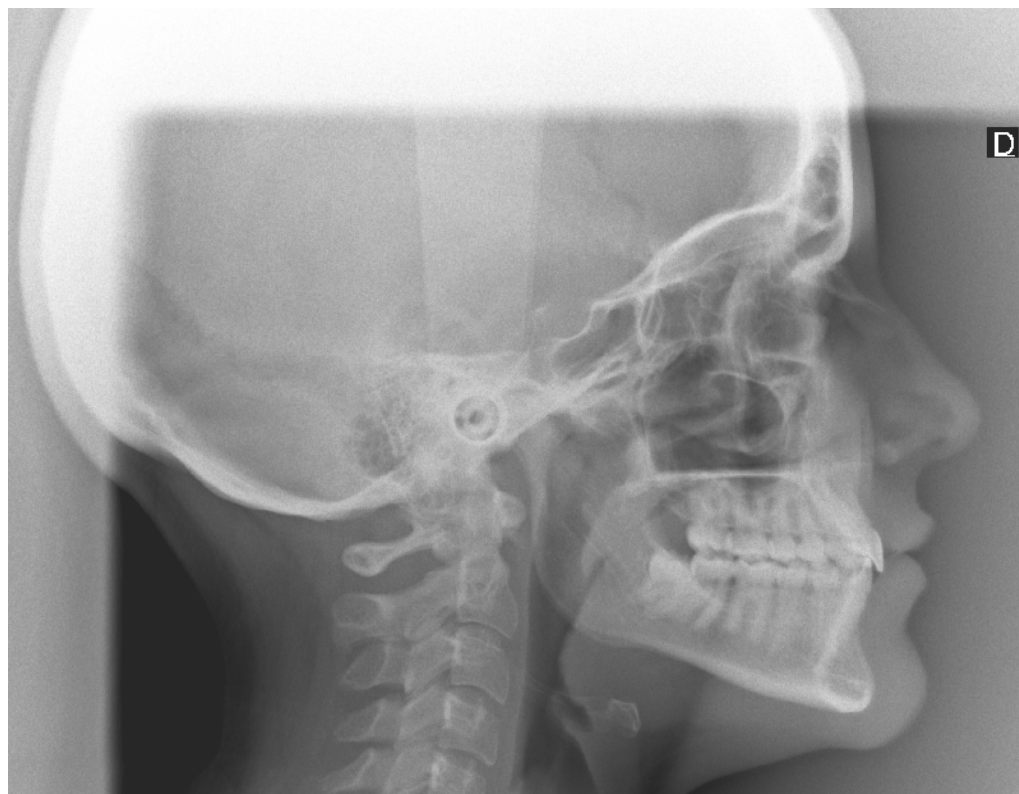


FIGURA 4.5 – Telerradiografia em norma lateral do paciente nº18 no formato de arquivo DICOM.

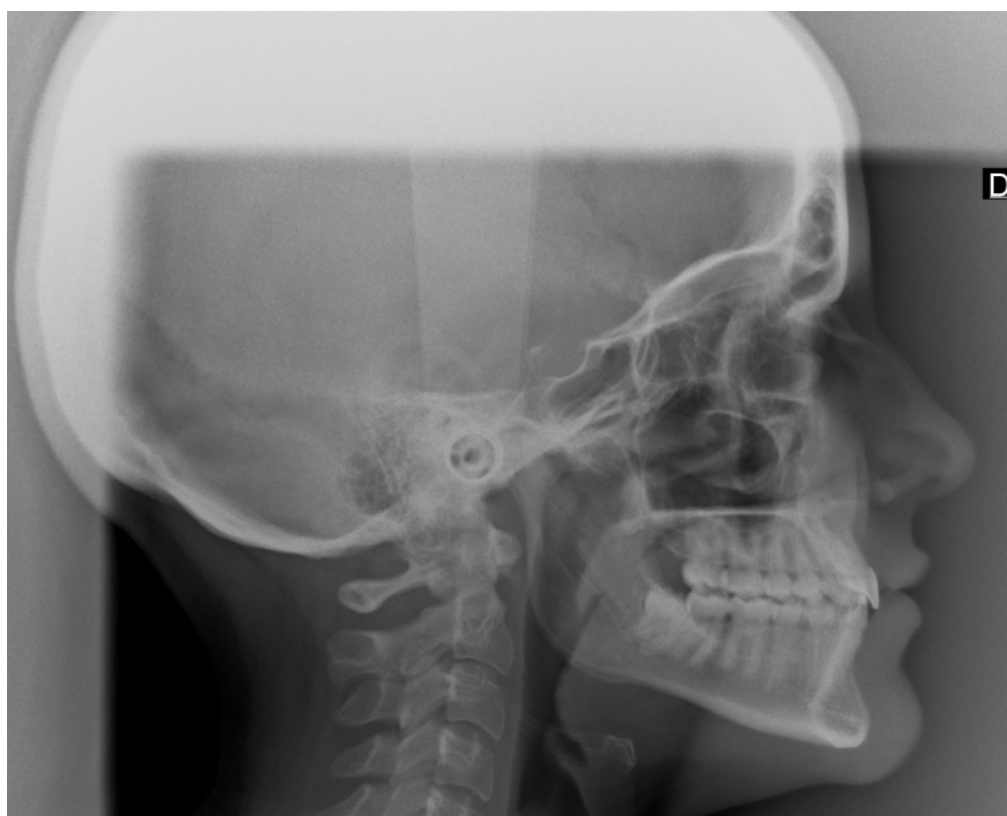


FIGURA 4.6 - Telerradiografia em norma lateral do paciente nº18 no formato de arquivo TIFF.

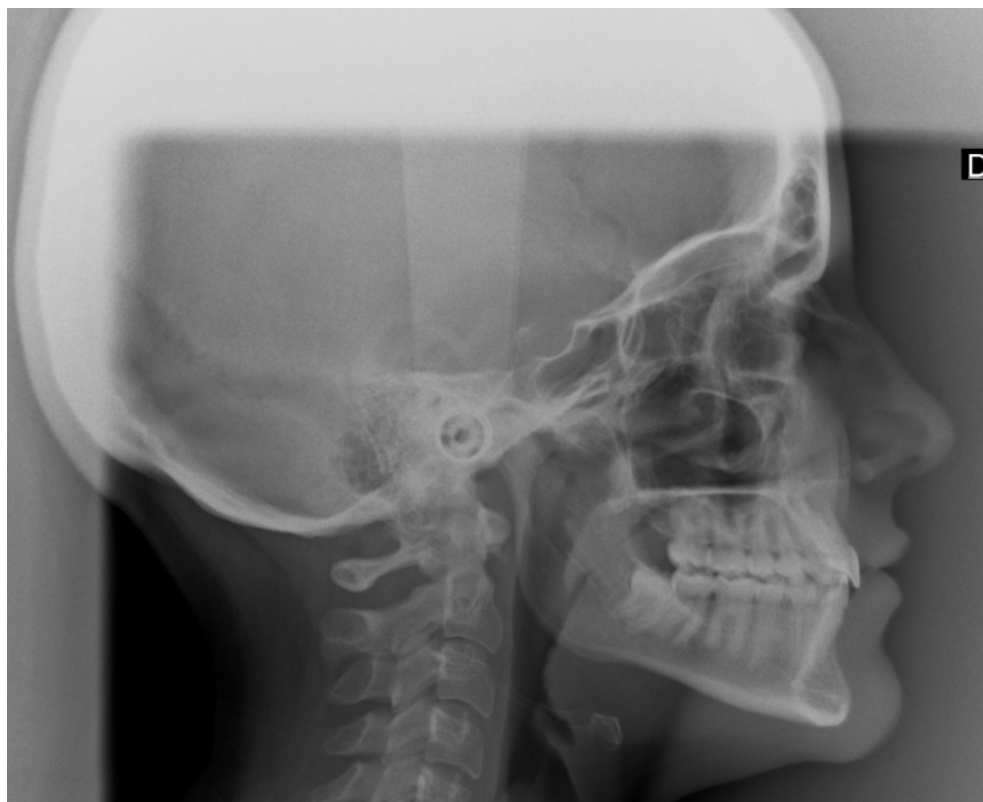


FIGURA 4.7 - Telerradiografia em norma lateral do paciente nº18 no formato de arquivo JPEG 80.

4.4. Marcação dos Pontos Cefalométricos

Para essa etapa final do estudo, utilizou-se:

1. Computador: Notebook Asus®
2. Programa de Cefalometria Computadorizada Radiocef Studio 02 da Radiomemory®, (Belo Horizonte – Minas Gerais);
3. Programa Microsoft Excel® 2003;

Os pontos cefalométricos foram marcados por três profissionais especialistas em Ortodontia com no mínimo cinco anos de experiência, calibrados para a padronização da marcação dos pontos ²⁴. Cada examinador foi orientado a posicionar-se diante do monitor do computador a uma distância equivalente ao comprimento dos seus braços. Não foi permitido ajustes de brilho e contraste das imagens, nem usar a ferramenta de zoom. As imagens foram visualizadas no monitor no seu tamanho original: 30 centímetros de largura por 24 de altura. Foi

permitido rolar a imagem na tela e usar as ferramentas de localização de pontos cefalométricos do programa Radiocef Studio 2. Estas ferramentas consistiam de duas linhas que tangenciavam a base e corpo da mandíbula para localização do ponto Go, duas linhas que passavam pelos pontos N-Pog e Go-Me para localização do ponto Gn e uma perpendicular ao plano horizontal de Frankfurt, que podia ser movimentada no sentido ântero-posterior tangenciando o tecido ósseo, a fim de facilitar a identificação dos pontos B e A. Para as imagens que apresentavam estruturas anatômicas duplas, foi realizada uma média entre os dois pontos correspondentes, conforme descrito por VION⁴¹.

Para determinação da localização dos pontos cefalométricos foi utilizada uma ferramenta de localização baseada no sistema de coordenadas cartesianas x e y, desenvolvida pela equipe técnica da Radiomemory[®]. O eixo x representou a localização horizontal e o eixo y a vertical. As localizações horizontais e verticais de cada ponto, medidas em milímetros, foram exportadas para um arquivo texto e posteriormente importadas pelo Microsoft Excel 2003 para posterior análise estatística e comparação.

As imagens foram visualizadas em um monitor de resolução 1280 x 800 pixels, em uma sala devidamente escurecida. Os pontos foram marcados pelos 3 examinadores nesse mesmo computador, usando o Programa Radiocef Studio 2, conforme fig. 4.8.

Os pontos cefalométricos foram abreviados e tiveram sua definição de acordo com a descrição do programa de cefalometria computadorizado Radiocef.

- N – Násio. Ponto mais anterior da sutura fronto-nasal
- Or – Orbital. Ponto mais inferior do contorno da órbita
- S – Sela. Centro da imagem da sela turca do osso esfenóide
- Po – Pório. Ponto mais superior do conduto auditivo externo
- Go – Gônio. No ângulo da mandíbula, marca-se o ponto de encontro com a bissetriz do ângulo formado pelas tangentes à borda posterior do ramo e a tangente à borda inferior do corpo da mandíbula
- Me – Mentoniano. Ponto mais inferior do contorno da sínfise mandibular
- Gn – Gnátio. Ponto onde a bissetriz do ângulo formado entre o plano mandibular e a linha N-Pog intercepta a cortical externa da sínfise mandibular
- B – Ponto mais profundo da concavidade anterior da sínfise mandibular

- A – Ponto mais profundo na concavidade maxilar entre a Espinha Nasal Anterior e o Rebordo Alveolar
- ENA – Espinha Nasal Anterior. Ponto mais anterior da maxila
- Aii – Ápice radicular do incisivo central inferior
- lii – Ponto na borda incisal do incisivo central inferior mais protruído
- Pog' – Pogônio em tecido mole. Localizado no ponto mais proeminente do queixo, no tecido mole
- Ls – Lábio superior. Ponto mais proeminente do lábio superior
- Pn – Pronasal. Ponto mais proeminente do contorno do nariz em tecido mole

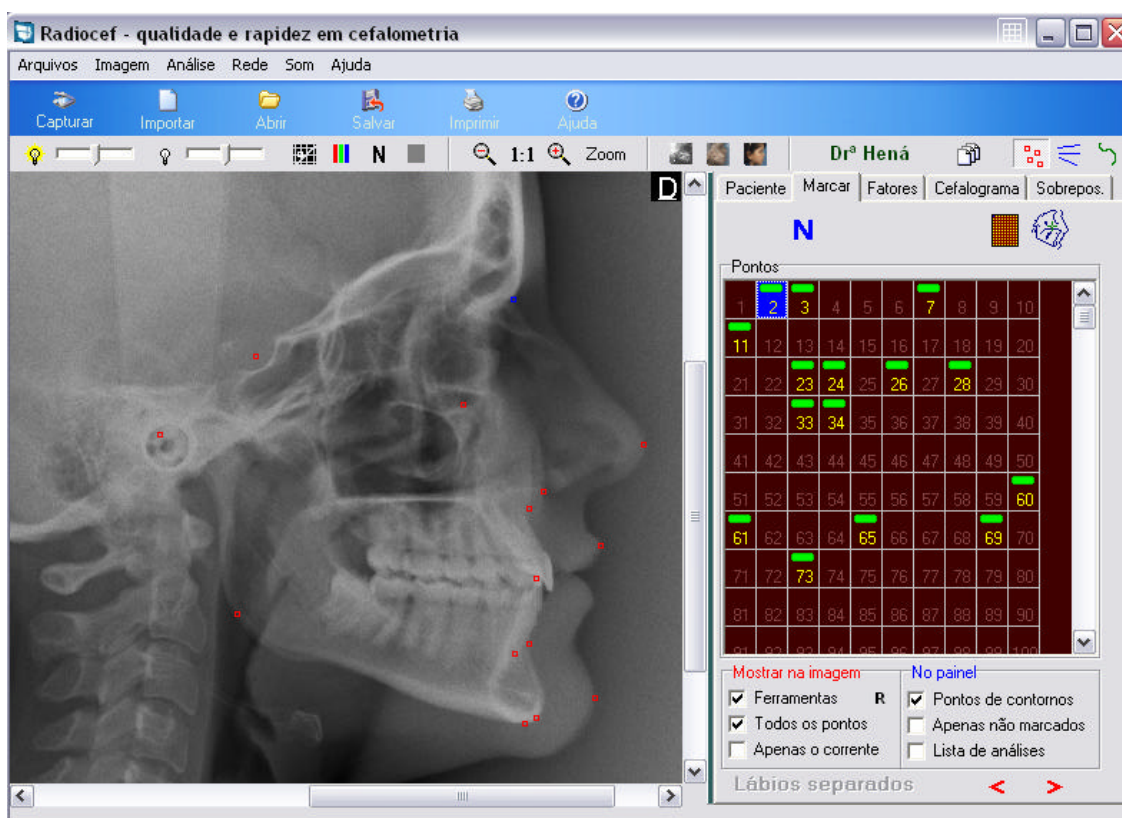


FIGURA 4.8 – Marcação dos 15 pontos cefalométricos na tela do Programa Radiocef Studio 2.

4.5. Análise Estatística

Três examinadores realizaram as marcações dos 15 pontos cefalométricos em 90 imagens, permitindo encontrar sua localização nas coordenadas x e y. Cada

examinador repetiu as marcações em 7 imagens da cada formato (20%) escolhidas aleatoriamente após 30 dias ²⁴.

Para avaliação do erro na repetição da medição executada pelo mesmo examinador foram calculadas as correlações intraclassas ¹⁶ de cada ponto para cada coordenada objetivando verificar a existência de erro sistemático das medidas. Na determinação do erro casual utilizou-se o cálculo de erro proposto por DAHLBERG¹¹.

$$\text{erro} = \sqrt{\frac{\sum d^2}{2n}}$$

d = diferença entre 1ª. e 2ª. medições

n = número de radiografias remarcadas

Para verificar a concordância interexaminadores foram calculadas as correlações intraclassas entre os três examinadores do estudo. A correlação intraclassa é uma medida de concordância que varia de 0 a 1, sendo que valores próximos de 1 são considerados mais precisos ou concordantes, enquanto que valores próximos de 0 são considerados imprecisos ou discordantes.

Para comparação entre os três grupos na reprodutibilidade da marcação dos pontos, ou seja, para verificar se o ponto foi marcado na mesma coordenada ou bem próxima utilizou-se a Análise de Variância (ANOVA) ³¹.

Em todos os testes adotou-se nível de significância de 5%.

Os testes foram executados nos programas de estatística SPSS 13.0 e no Excel 2003.

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. O Erro do Método

As tabelas 5.1, 5.2, 5.3, 5.4, 5.5, 5.6, 5.7, 5.8 e 5.9 mostram a comparação intraexaminador de todos os dados coletados na primeira e segunda marcação usando o Teste de Correlação Intraclasse para avaliação do Erro Sistemático, e a fórmula de Dahlberg para medição do Erro Casual. Os dados obtidos por cada examinador em cada formato, DICOM, TIFF e JPEG (80), foram comparados.

Tabela 5.1. - Resultado das concordâncias intraexaminador para o examinador 1, no formato DICOM.

| Medida | Correlação Intraclasse | IC (95%) | | Fórmula de Dahlberg |
|--------|------------------------|----------|----------|---------------------|
| | | Inferior | Superior | |
| NX | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,278 |
| NY | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,755 |
| ORX | 0,98 | 0,91 | 1,00 | 0,671 |
| ORY | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,518 |
| SX | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,410 |
| SY | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,555 |
| POX | 0,97 | 0,87 | 1,00 | 0,854 |
| POY | 0,98 | 0,92 | 1,00 | 0,499 |
| GOX | 0,98 | 0,89 | 1,00 | 0,878 |
| GOY | 0,97 | 0,83 | 0,99 | 1,274 |
| MEX | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,868 |
| MEY | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,255 |
| GNX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,342 |
| GNY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,418 |
| BX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,405 |
| BY | 0,98 | 0,90 | 1,00 | 1,213 |
| AX | 0,98 | 0,91 | 1,00 | 0,561 |
| AY | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,787 |
| ENAX | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,523 |
| ENAY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,283 |
| AIIX | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,638 |
| AIY | 0,99 | 0,93 | 1,00 | 0,864 |
| IIIX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,295 |
| IIY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,338 |
| POG'X | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,212 |
| POG'Y | 0,91 | 0,59 | 0,98 | 1,865 |
| LSX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,370 |
| LSY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,515 |
| PNX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,245 |
| PNY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,552 |

Tabela 5.2. - Resultado das concordâncias intraexaminador para o examinador 2, no formato de arquivo DICOM.

| Medida | Correlação Intraclasse | IC (95%) | | Fórmula de Dahlberg |
|--------|------------------------|----------|----------|---------------------|
| | | Inferior | Superior | |
| NX | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,315 |
| NY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,431 |
| ORX | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,395 |
| ORY | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,173 |
| SX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,202 |
| SY | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,187 |
| POX | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,453 |
| POY | 0,96 | 0,80 | 0,99 | 0,847 |
| GOX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,337 |
| GOY | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,644 |
| MEX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,477 |
| MEY | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,139 |
| GNX | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,183 |
| GNY | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,256 |
| BX | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,217 |
| BY | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,821 |
| AX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,249 |
| AY | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,586 |
| ENAX | 0,99 | 0,93 | 1,00 | 0,508 |
| ENAY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,424 |
| AIIX | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,850 |
| AIY | 0,98 | 0,92 | 1,00 | 0,911 |
| IIIX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,248 |
| IIY | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,096 |
| POG'X | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,146 |
| POG'Y | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,590 |
| LSX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,299 |
| LSY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,311 |
| PNX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,267 |
| PNY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,556 |

Tabela 5.3. Resultado das concordâncias intraexaminador para o examinador 3, no formato de arquivo DICOM.

| Medida | Correlação Intraclasse | IC (95%) | | Fórmula de Dahlberg |
|--------|------------------------|----------|----------|---------------------|
| | | Inferior | Superior | |
| NX | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,238 |
| NY | 0,97 | 0,85 | 0,99 | 1,056 |
| ORX | 0,93 | 0,68 | 0,99 | 1,247 |
| ORY | 0,96 | 0,80 | 0,99 | 1,143 |
| SX | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,417 |
| SY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,378 |
| POX | 0,98 | 0,88 | 1,00 | 0,749 |
| POY | 0,93 | 0,67 | 0,99 | 1,112 |
| GOX | 0,93 | 0,70 | 0,99 | 1,505 |
| GOY | 0,96 | 0,82 | 0,99 | 1,235 |
| MEX | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,781 |
| MEY | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,273 |
| GNX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,494 |
| GNY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,474 |
| BX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,462 |
| BY | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,950 |
| AX | 0,96 | 0,82 | 0,99 | 0,927 |
| AY | 0,98 | 0,91 | 1,00 | 0,898 |
| ENAX | 0,97 | 0,84 | 0,99 | 0,833 |
| ENAY | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,594 |
| AIX | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,613 |
| AIIY | 0,98 | 0,88 | 1,00 | 1,214 |
| IIIX | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,165 |
| IIY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,336 |
| POG'X | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,304 |
| POG'Y | 0,98 | 0,89 | 1,00 | 0,937 |
| LSX | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,481 |
| LSY | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,766 |
| PNX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,181 |
| PNY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,576 |

As Tabelas 5.1 a 5.3 mostram que as imagens no formato DICOM apresentam bastante reprodutibilidade intraexaminador uma vez que as correlações intraclases são todas maiores que 0,9. As medidas que apresentaram erro médio maior que 1,0mm, medido pela Fórmula de Dalhberg foram Go, Me e Pog' para o examinador 1, e Na, Or, Po, Go e Aii para o examinador 3.

Tabela 5.4. - Resultado das concordâncias intraexaminador para o examinador 1, no formato de arquivo JPEG 80.

| Medida | Correlação Intraclasse | IC (95%) | | Fórmula de Dahlberg |
|--------|------------------------|----------|----------|---------------------|
| | | Inferior | Superior | |
| NX | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,251 |
| NY | 0,98 | 0,89 | 1,00 | 1,009 |
| ORX | 0,92 | 0,67 | 0,99 | 1,326 |
| ORY | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,524 |
| SX | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,490 |
| SY | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,548 |
| POX | 0,97 | 0,87 | 1,00 | 0,785 |
| POY | 0,97 | 0,87 | 1,00 | 0,652 |
| GOX | 0,98 | 0,88 | 1,00 | 0,880 |
| GOY | 0,95 | 0,75 | 0,99 | 1,656 |
| MEX | 0,98 | 0,91 | 1,00 | 1,050 |
| MEY | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,246 |
| GNX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,345 |
| GNY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,331 |
| BX | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,214 |
| BY | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,920 |
| AX | 0,98 | 0,92 | 1,00 | 0,543 |
| AY | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,801 |
| ENAX | 0,95 | 0,77 | 0,99 | 0,989 |
| ENAY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,469 |
| AIIX | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,656 |
| AIY | 0,98 | 0,92 | 1,00 | 0,946 |
| IIIX | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,454 |
| IIY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,374 |
| POG'X | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,270 |
| POG'Y | 0,89 | 0,55 | 0,98 | 2,010 |
| LSX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,280 |
| LSY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,275 |
| PNX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,210 |
| PNY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,589 |

Tabela 5.5. - Resultado das concordâncias intraexaminador para o examinador 2, no formato de arquivo JPEG 80.

| Medida | Correlação Intraclasse | IC (95%) | | Fórmula de Dahlberg |
|--------|------------------------|----------|----------|---------------------|
| | | Inferior | Superior | |
| NX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,139 |
| NY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,347 |
| ORX | 0,95 | 0,79 | 0,99 | 0,948 |
| ORY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,210 |
| SX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,265 |
| SY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,407 |
| POX | 0,99 | 0,93 | 1,00 | 0,620 |
| POY | 0,99 | 0,93 | 1,00 | 0,497 |
| GOX | 0,95 | 0,76 | 0,99 | 1,219 |
| GOY | 0,95 | 0,79 | 0,99 | 1,412 |
| MEX | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,579 |
| MEY | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,225 |
| GNX | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,239 |
| GNY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,411 |
| BX | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,231 |
| BY | 0,98 | 0,90 | 1,00 | 1,238 |
| AX | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,366 |
| AY | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,546 |
| ENAX | 0,99 | 0,93 | 1,00 | 0,515 |
| ENAY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,417 |
| AIIX | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,886 |
| AIY | 0,98 | 0,88 | 1,00 | 1,047 |
| IIIX | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,173 |
| IIY | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,156 |
| POG'X | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,149 |
| POG'Y | 0,98 | 0,90 | 1,00 | 0,844 |
| LSX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,198 |
| LSY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,405 |
| PNX | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,320 |
| PNY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,332 |

Tabela 5.6. - Resultado das concordâncias intraexaminador para o examinador 3, no formato de arquivo JPEG 80.

| Medida | Correlação Intraclasse | IC (95%) | | Fórmula de Dahlberg |
|--------|------------------------|----------|----------|---------------------|
| | | Inferior | Superior | |
| NX | 0,96 | 0,80 | 0,99 | 0,652 |
| NY | 0,98 | 0,91 | 1,00 | 0,884 |
| ORX | 0,94 | 0,74 | 0,99 | 1,186 |
| ORY | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,416 |
| SX | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,471 |
| SY | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,537 |
| POX | 0,98 | 0,92 | 1,00 | 0,564 |
| POY | 0,90 | 0,56 | 0,98 | 1,292 |
| GOX | 0,95 | 0,79 | 0,99 | 1,280 |
| GOY | 0,93 | 0,70 | 0,99 | 1,585 |
| MEX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,276 |
| MEY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,404 |
| GNX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,423 |
| GNY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,442 |
| BX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,302 |
| BY | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,814 |
| AX | 0,98 | 0,90 | 1,00 | 0,644 |
| AY | 0,98 | 0,91 | 1,00 | 0,911 |
| ENAX | 0,96 | 0,81 | 0,99 | 0,979 |
| ENAY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,505 |
| AIIX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,441 |
| AIY | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,845 |
| IIIX | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,160 |
| IIY | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,134 |
| POG'X | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,604 |
| POG'Y | 0,98 | 0,91 | 1,00 | 0,924 |
| LSX | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,571 |
| LSY | 0,98 | 0,92 | 1,00 | 1,039 |
| PNX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,294 |
| PNY | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,822 |

As Tabelas 5.4 a 5.6 mostram que as imagens JPEG apresentam bastante reprodutibilidade intraexaminador uma vez que as correlações intraclasse são todas maiores que 0,9, com exceção da medida Pog' no eixo y para o examinador 1 que apresentou correlação intraclasse de 0,89 e cujo erro médio é de mais de 2,0mm. Para as demais medidas, os pontos que apresentaram erros médios superiores a 1,0 m foram N, Or, Go e Me (examinador 1), Go e B (examinador 2), Or, Po e Go (examinador 3).

Tabela 5.7. - Resultado das concordâncias intraexaminador para o examinador 1, no formato de arquivo TIFF.

| Medida | Correlação Intraclasse | IC (95%) | | Fórmula de Dahlberg |
|--------|------------------------|----------|----------|---------------------|
| | | Inferior | Superior | |
| NX | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,316 |
| NY | 0,99 | 0,93 | 1,00 | 0,780 |
| ORX | 0,95 | 0,78 | 0,99 | 0,965 |
| ORY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,348 |
| SX | 0,99 | 0,93 | 1,00 | 0,565 |
| SY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,461 |
| POX | 0,96 | 0,82 | 0,99 | 0,955 |
| POY | 0,97 | 0,83 | 0,99 | 0,766 |
| GOX | 0,98 | 0,90 | 1,00 | 0,793 |
| GOY | 0,98 | 0,91 | 1,00 | 0,849 |
| MEX | 0,98 | 0,91 | 1,00 | 1,076 |
| MEY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,288 |
| GNX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,305 |
| GNY | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,279 |
| BX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,312 |
| BY | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,875 |
| AX | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,464 |
| AY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,471 |
| ENAX | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,513 |
| ENAY | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,601 |
| AIIX | 0,98 | 0,88 | 1,00 | 1,206 |
| AIY | 0,99 | 0,93 | 1,00 | 0,928 |
| IIIX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,210 |
| IIY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,422 |
| POG'X | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,256 |
| POG'Y | 0,98 | 0,92 | 1,00 | 0,717 |
| LSX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,283 |
| LSY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,426 |
| PNX | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,444 |
| PNY | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,741 |

Tabela 5.8. - Resultado das concordâncias intra-examinador para o examinador 2, no formato de arquivo TIFF.

| Medida | Correlação Intraclasse | IC (95%) | | Fórmula de Dahlberg |
|--------|------------------------|----------|----------|---------------------|
| | | Inferior | Superior | |
| NX | 0,94 | 0,74 | 0,99 | 0,735 |
| NY | 0,98 | 0,89 | 1,00 | 0,901 |
| ORX | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,443 |
| ORY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,371 |
| SX | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,446 |
| SY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,418 |
| POX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,299 |
| POY | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,374 |
| GOX | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,401 |
| GOY | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,622 |
| MEX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,597 |
| MEY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,280 |
| GNX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,423 |
| GNY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,378 |
| BX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,393 |
| BY | 0,98 | 0,92 | 1,00 | 1,104 |
| AX | 0,97 | 0,87 | 1,00 | 0,714 |
| AY | 0,98 | 0,88 | 1,00 | 1,086 |
| ENAX | 0,97 | 0,87 | 1,00 | 0,707 |
| ENAY | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,625 |
| AIIX | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,784 |
| AIY | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,566 |
| IIIX | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,183 |
| IIY | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,120 |
| POGX | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,255 |
| POGY | 0,95 | 0,79 | 0,99 | 1,375 |
| LSX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,273 |
| LSY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,488 |
| PNX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,173 |
| PNY | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,583 |

Tabela 5.9. - Resultado das concordâncias intraexaminador para o examinador 3, no formato de arquivo TIFF.

| Medida | Correlação Intraclasse | IC (95%) | | Fórmula de Dahlberg |
|--------|------------------------|----------|----------|---------------------|
| | | Inferior | Superior | |
| NX | 0,99 | 0,94 | 1,00 | 0,321 |
| NY | 0,97 | 0,88 | 1,00 | 0,899 |
| ORX | 0,99 | 0,93 | 1,00 | 0,557 |
| ORY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,215 |
| SX | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,437 |
| SY | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,510 |
| POX | 0,99 | 0,93 | 1,00 | 0,588 |
| POY | 0,95 | 0,77 | 0,99 | 0,951 |
| GOX | 0,99 | 0,95 | 1,00 | 0,593 |
| GOY | 0,97 | 0,87 | 1,00 | 1,056 |
| MEX | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,744 |
| MEY | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,262 |
| GNX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,510 |
| GNY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,466 |
| BX | 1,00 | 1,00 | 1,00 | 0,207 |
| BY | 0,99 | 0,97 | 1,00 | 0,709 |
| AX | 0,97 | 0,87 | 1,00 | 0,695 |
| AY | 0,98 | 0,91 | 1,00 | 0,953 |
| ENAX | 0,97 | 0,85 | 0,99 | 0,770 |
| ENAY | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,640 |
| AIIX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,528 |
| AIY | 0,98 | 0,92 | 1,00 | 0,908 |
| IIIX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,205 |
| IIY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,349 |
| POG'X | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,555 |
| POG'Y | 0,96 | 0,82 | 0,99 | 1,252 |
| LSX | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,295 |
| LSY | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,343 |
| PNX | 1,00 | 0,98 | 1,00 | 0,267 |
| PNY | 0,99 | 0,96 | 1,00 | 0,717 |

As Tabelas 5.7 a 5.9 mostram que as imagens TIFF apresentam bastante reprodutibilidade intraexaminador uma vez que as correlações intraclasse são todas maiores que 0,9. A medida Pog' no eixo y é a medida que apresenta menor reprodutibilidade, pois seus erros médios aferidos pela Fórmula de Dalhberg são maiores que 1mm. As demais medidas que apresentaram erros médios superiores a 1,0mm foram Me, Aii (examinador 1), B, A, Pog' (examinador 2), Go e Pog' (examinador 3).

Tabela 5.10. - Resultado das concordâncias interexaminadores para as imagens no formato DICOM.

| Medida | Correlação Intraclasse | IC (95%) | |
|--------|------------------------|----------|----------|
| | | Inferior | Superior |
| NX | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| NY | 0,98 | 0,96 | 0,99 |
| ORX | 0,94 | 0,89 | 0,97 |
| ORY | 0,99 | 0,98 | 0,99 |
| SX | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| SY | 0,99 | 0,98 | 1,00 |
| POX | 0,89 | 0,81 | 0,94 |
| POY | 0,93 | 0,88 | 0,96 |
| GOX | 0,97 | 0,95 | 0,99 |
| GOY | 0,98 | 0,97 | 0,99 |
| MEX | 0,97 | 0,95 | 0,99 |
| MEY | 1,00 | 1,00 | 1,00 |
| GNX | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| GNY | 1,00 | 1,00 | 1,00 |
| BX | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| BY | 0,97 | 0,95 | 0,99 |
| AX | 0,96 | 0,93 | 0,98 |
| AY | 0,98 | 0,97 | 0,99 |
| ENAX | 0,95 | 0,91 | 0,97 |
| ENAY | 0,98 | 0,97 | 0,99 |
| AIIX | 0,96 | 0,94 | 0,98 |
| AIY | 0,95 | 0,91 | 0,97 |
| IIIX | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| IIY | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| POG'X | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| POG'Y | 0,97 | 0,95 | 0,99 |
| LSX | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| LSY | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| PNX | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| PNY | 0,99 | 0,99 | 1,00 |

Tabela 5.11. - Resultado das concordâncias interexaminadores para as imagens no formato JPEG.

| Medida | Correlação Intraclasse | IC (95%) | |
|--------|------------------------|----------|----------|
| | | Inferior | Superior |
| NX | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| NY | 0,98 | 0,96 | 0,99 |
| ORX | 0,94 | 0,90 | 0,97 |
| ORY | 0,98 | 0,97 | 0,99 |
| SX | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| SY | 0,99 | 0,98 | 1,00 |
| POX | 0,89 | 0,81 | 0,94 |
| POY | 0,93 | 0,88 | 0,96 |
| GOX | 0,94 | 0,89 | 0,97 |
| GOY | 0,97 | 0,94 | 0,98 |
| MEX | 0,98 | 0,96 | 0,99 |
| MEY | 1,00 | 1,00 | 1,00 |
| GNX | 0,99 | 0,98 | 1,00 |
| GNY | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| BX | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| BY | 0,98 | 0,96 | 0,99 |
| AX | 0,97 | 0,94 | 0,98 |
| AY | 0,98 | 0,97 | 0,99 |
| ENAX | 0,96 | 0,93 | 0,98 |
| ENAY | 0,99 | 0,98 | 0,99 |
| AIIX | 0,97 | 0,95 | 0,99 |
| AIY | 0,96 | 0,93 | 0,98 |
| IIIX | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| IIY | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| POG'X | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| POG'Y | 0,98 | 0,97 | 0,99 |
| LSX | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| LSY | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| PNX | 1,00 | 1,00 | 1,00 |
| PNY | 1,00 | 0,99 | 1,00 |

Tabela 5.12. - Resultado das concordâncias interexaminadores para as imagens no formato TIFF.

| Medida | Correlação Intraclasse | IC (95%) | |
|--------|------------------------|----------|----------|
| | | Inferior | Superior |
| NX | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| NY | 0,96 | 0,93 | 0,98 |
| ORX | 0,91 | 0,84 | 0,95 |
| ORY | 0,99 | 0,98 | 0,99 |
| SX | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| SY | 0,99 | 0,98 | 1,00 |
| POX | 0,87 | 0,78 | 0,93 |
| POY | 0,91 | 0,84 | 0,95 |
| GOX | 0,95 | 0,92 | 0,98 |
| GOY | 0,98 | 0,97 | 0,99 |
| MEX | 0,97 | 0,95 | 0,99 |
| MEY | 1,00 | 1,00 | 1,00 |
| GNX | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| GNY | 1,00 | 1,00 | 1,00 |
| BX | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| BY | 0,97 | 0,94 | 0,98 |
| AX | 0,97 | 0,95 | 0,99 |
| AY | 0,98 | 0,96 | 0,99 |
| ENAX | 0,96 | 0,92 | 0,98 |
| ENAY | 0,99 | 0,98 | 0,99 |
| AIIX | 0,97 | 0,95 | 0,99 |
| AIY | 0,96 | 0,94 | 0,98 |
| IIIX | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| IIY | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| POG'X | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| POG'Y | 0,97 | 0,95 | 0,99 |
| LSX | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| LSY | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| PNX | 1,00 | 0,99 | 1,00 |
| PNY | 0,99 | 0,99 | 1,00 |

As Tabelas 5.10 a 5.12 mostram que as medidas apresentam bastante reprodutibilidade interexaminadores, pois as correlações intraclasse são todas superiores a 0,9, com exceção do ponto Po no eixo x, que apresentou correlação de 0,89 para os formatos DICOM e JPEG e 0,87 para o formato TIFF.

5.2. Análise Estatística Inter-Compressão

A comparação foi feita entre os dados coletados das imagens DICOM, TIFF e JPEG. A Análise de Variância foi usada para investigar se houve diferença estatisticamente significativa na localização dos pontos cefalométricos entre cada grupo de imagem para cada um dos três examinadores.

Tabela 5.13. - Resultado das comparações entre os tipos de imagens, para cada examinador com uso da Análise de Variância ANOVA.

| Medida | Examinador 1 | Examinador 2 | Examinador 3 |
|--------|--------------|--------------|--------------|
| NX | 0,996 | 0,998 | 0,985 |
| NY | 0,996 | 0,982 | 0,964 |
| ORX | 0,984 | 0,847 | 0,998 |
| ORY | 0,996 | 0,983 | 0,998 |
| SX | 0,996 | 0,998 | 0,997 |
| SY | 0,987 | 0,990 | 0,976 |
| POX | 0,743 | 0,981 | 0,995 |
| POY | 0,955 | 0,999 | 0,968 |
| GOX | 0,989 | 0,967 | 0,977 |
| GOY | 0,999 | 0,963 | 0,976 |
| MEX | 0,997 | 1,000 | 0,979 |
| MEY | 0,997 | 0,998 | 1,000 |
| GNX | 0,997 | 0,993 | 0,998 |
| GNY | 0,999 | 0,993 | 0,999 |
| BX | 0,992 | 1,000 | 0,992 |
| BY | 0,988 | 0,988 | 0,981 |
| AX | 0,994 | 0,961 | 0,955 |
| AY | 0,982 | 0,997 | 0,994 |
| ENAX | 0,982 | 0,967 | 0,989 |
| ENAY | 0,985 | 0,992 | 0,984 |
| AIIX | 0,944 | 0,987 | 0,994 |
| AIY | 0,991 | 0,989 | 0,989 |
| IIIX | 0,989 | 0,999 | 0,979 |
| IIY | 1,000 | 1,000 | 0,997 |
| POG'X | 0,998 | 0,999 | 0,998 |
| POG'Y | 0,927 | 0,989 | 0,991 |
| LSX | 0,998 | 0,996 | 0,988 |
| LSY | 0,996 | 1,000 | 0,995 |
| PNX | 1,000 | 0,997 | 0,999 |
| PNY | 0,992 | 0,994 | 0,991 |

($p < 0,05$ =diferença estatisticamente significativa)

Pela Tabela 5.13., tem-se que as medidas são em média iguais para os três tipos de formatos ($p > 0,05$).

6. DISCUSSÃO

A fim de melhor interpretação e discussão dos resultados obtidos nesta pesquisa, dividiu-se este capítulo em três tópicos, a saber:

6.1. Considerações sobre a amostra;

6.2. Acurácia da Metodologia;

6.3. Efeito da compressão TIFF e JPEG na reprodutibilidade da marcação de pontos cefalométricos.

6.1. Considerações sobre a amostra

A radiografia digital direta apresenta um crescente interesse em seu uso por proporcionar uma visualização da imagem quase imediata, permitir ajustes de tamanho, contraste e brilho e não necessitar de processamento químico, evitando o uso de substâncias que podem causar danos ambientais ^{44, 17}. Esse estudo utilizou uma amostra que consistiu de noventa imagens de telerradiografias em norma lateral, obtidas a partir de 30 indivíduos, dos quais se obteve uma radiografia digital por meio de sistema de placa de fósforo foto ativada (PSP) ³⁷ que, dos métodos de obtenção da imagem radiográfica digital direta ^{4, 39, 40}, é o mais utilizado atualmente ^{4, 46}, já que se adapta ao equipamento de raios x convencional. As trinta imagens originais foram exibidas no formato DICOM e posteriormente convertidas para os formatos TIFF e JPEG.

As imagens latentes contidas na placa de fósforo foram processadas com um intervalo de tempo máximo de uma hora após a exposição aos raios x. Embora HILDEBOLT et al. ²³, em 2000, tenham enfatizado uma perda do sinal nos primeiros minutos após a exposição, AKDENIZ; GROÖNDAHL ¹, em um estudo de 2006, quantificaram os valores de pixels da imagem e observaram que não foram significativamente diferentes quando comparado a digitalização imediata com a de 0.5, 1.0 e 1.5 horas de espera. MARTINS et. al. ²⁷, em 2006, também investigaram os efeitos do tempo de espera para leitura da placa de fósforo e não encontraram diferenças estatisticamente significante na densidade da imagem em placas com até três horas de espera. Portanto, o tempo de espera para leitura da placa de fósforo nesse estudo esteve dentro do recomendável na literatura.

6.2. Acurácia da Metodologia

Esse estudo foi realizado seguindo criteriosamente a metodologia já descrita. Para padronização da técnica radiográfica, as telerradiografias em norma lateral foram obtidas pelo mesmo técnico em um mesmo aparelho radiográfico, com uma

exposição aproximada de 10mAs, já que, como verificado em estudos anteriores ^{23, 30, 35}, uma redução da radiação na radiografia digital não compromete a identificação dos pontos cefalométricos. Os três examinadores calibrados marcaram os 15 pontos cefalométricos no mesmo computador, usando o mesmo programa e em uma sala devidamente escurecida. Foram orientados a posicionarem-se diante do monitor do computador a uma distância equivalente ao comprimento de seus braços, não sendo permitidos ajustes de brilho, contraste e zoom. Assim, eles não são considerados uma fonte de erro no estudo.

Alguns pontos cefalométricos podem ser marcados com maior precisão que outros, dependendo da região em que se encontram ³. Os pontos cefalométricos para essa pesquisa foram escolhidos por serem utilizados em várias análises cefalométricas e distribuídos em tecido duro e mole, sendo três pontos em tecido mole (Pog', Ls e Pn) e doze pontos em tecido duro. Destes, dois estão em estrutura dentária (Aii e Iii) e os demais estão em estruturas esqueléticas, localizados na parte interna ou na superfície do osso. Segundo BAUMRIND; FRANTZ ³, em 1971, os erros em cefalometria apresentam uma magnitude grande o suficiente para serem ignorados. A magnitude dos erros varia de ponto para ponto e a distribuição dos erros, na maioria dos pontos cefalométricos, não é aleatória e sim sistemática. No presente estudo, cada ponto cefalométrico teve a sua posição registrada conforme o sistema de coordenadas cartesianas x e y, conforme orientação de GOLDREICH et al. ²⁰, em 1998. Vários estudos ^{8, 18, 19, 26, 34} que verificaram a reprodutibilidade dos pontos cefalométricos em radiografias convencionais ou digitais utilizaram esta forma de registro x e y para estimar os aspectos vertical e horizontal dos erros.

Nesse estudo, os examinadores marcaram os pontos cefalométricos diretamente sobre a tela do monitor do computador com auxílio de um cursor, por ter eficácia comprovada em estudos anteriores ^{8, 34}. A fim de eliminar erro de refração da imagem, utilizou-se um monitor de tela plana. No monitor de tubos de raios catódicos com tela de vidro curva, a espessura do vidro e a curvatura da tela causam alguma refração da imagem, ocasionando alteração na percepção da imagem se o observador mover sua cabeça ⁴².

Segundo WENZEL; VERDONSCHOT ⁴³, em 1994, estudos clínicos ou laboratoriais utilizam normalmente um dos métodos sob avaliação como o método de validação. Assim, os resultados da real validade do teste não serão

superestimados. Essa pesquisa utilizou o formato DICOM como método de validação, já que não apresenta compressão da imagem. Os autores relataram também, que a expressão “Padrão Ouro” deve ser evitada, pois dá uma impressão de um padrão estável e absoluto, o que muitas vezes é difícil obter. Nessa pesquisa o formato DICOM, sem compressão, não mostrou uma maior reprodutibilidade dos pontos cefalométricos em relação aos demais formatos utilizados.

A metodologia dessa pesquisa utilizou o Fator de Qualidade 80 para expressar o grau de perda de informação da imagem com compressão JPEG, que resultou em uma proporção de compressão que variou de 1:17 a 1:26. Vários autores^{10, 13, 25, 28} utilizaram o método que assegura a mesma proporção de compressão mantendo constante a redução do tamanho do arquivo. Deste modo, porém, as imagens podem ter qualidade diferente, conforme características anatômicas de cada paciente. Portanto, a preservação constante dos detalhes da imagem, é mais confiável se a compressão for baseada no Fator de Qualidade, no qual o tamanho do arquivo compactado depende do conteúdo da imagem original^{14, 15}.

A escolha dos formatos TIFF e JPEG para compressão das imagens se deu por serem os formatos mais referenciados nos estudos^{2, 21, 29, 47}. Além disso, os estudos encontrados na literatura^{10, 12} avaliaram reprodutibilidade com tipos de formatos distintos. CZIRAKI¹⁰, em 2001, comparou o formato TIFF com JPEG, nas proporções de compressão 1:12 e 1:25. DUARTE¹², em 2008, comparou o formato DICOM com JPEG nos fatores de qualidade 60, 80 e 100. Não foi encontrado estudo, que avaliou a reprodutibilidade dos pontos cefalométricos, utilizando na mesma metodologia os três formatos de arquivos: DICOM, TIFF e JPEG. Por isso o motivo de escolher estes três formatos.

6.3. Efeito da compressão TIFF e JPEG na reprodutibilidade da marcação de pontos cefalométricos

Para avaliar o erro do método dessa pesquisa, as imagens radiográficas de sete pacientes nos três grupos (DICOM, TIFF e JPEG) foram, após 30 dias, aleatoriamente selecionadas e remarcadas as localizações dos quinze pontos cefalométricos por cada um dos três examinadores, o que correspondeu a mais de

20% da amostra. De posse da localização de cada ponto nos eixos x e y foi realizado o teste estatístico de correlação intraclasse para verificar a existência de erro sistemático e utilizado o cálculo da fórmula de DAHLBERG ¹¹ para verificar a existência de erro casual. HOUSTON ²⁴, em 1983, explicou que erros sistemáticos podem ocorrer quando duas séries de radiografias são medidas por diferentes pessoas, com conceitos diferentes para um mesmo ponto cefalométrico. Pode ocorrer também quando um mesmo examinador faz uma mesma série de medidas em épocas diferentes, ou quando, realizam as medições pós-tratamento com mais cuidado, a fim de favorecer inconscientemente os resultados do tratamento em teste. Por esta razão, um estudo experimental deve preferencialmente ser “duplo cego”, no qual nem o examinador e nem o paciente sabem a que grupo do experimento pertencem. Outra forma de controlar erros sistemáticos é aleatorizar a ordem em que as medidas são realizadas, a fim de prevenir que o examinador saiba qual grupo e medidas pertence. Nessa pesquisa um similar procedimento foi adotado, já que o examinador não sabia de qual paciente era a imagem avaliada e nem em qual formato de arquivo estava sendo exibida. Quanto aos erros aleatórios, podem ocorrer se o paciente mudar de posição no cefalostato, mas a razão principal está na dificuldade em identificar um determinado ponto cefalométrico ou na imprecisão de sua definição. Muitos pontos cefalométricos são difíceis de identificar e a opinião do observador sobre sua localização exata pode variar aleatoriamente ²⁴.

BUSCHANG; TANGUAY; DEMIRJIAN ⁶, em 1987, sugeriram que haja um limite para a variação do erro, sendo ideal que um ponto cefalométrico apresente confiabilidade maior que 0,90. Os resultados da avaliação intraexaminador desse estudo mostram uma correlação intraclasse alta, com valores maiores que 0,9 para cada um dos examinadores, em cada um dos grupos, exceto para o ponto Pog' no eixo y, para o examinador 1 no formato JPEG, que apresentou correlação de 0,89 (tabela 5.4). TRPKOVA et al. ³⁸, em 1997, realizaram um estudo estatístico (Meta-Análise) comparando os dados de seis diferentes trabalhos sobre o erro de identificação de 15 pontos cefalométricos em norma lateral. Os resultados deste estudo permitiram recomendar que 0,59mm de erro total na coordenada x e 0,56mm na coordenada y são aceitáveis níveis de exatidão. Entretanto, RICHARDSON ³², em 1981, e COHEN⁹, em 1984, relataram que clinicamente um milímetro é um limite tolerável de erro na demarcação de um ponto cefalométrico. Nessa pesquisa, alguns pontos apresentaram um maior erro aleatório, com medidas dos erros médios

superiores a 1,0mm, porém estes pontos diferiram entre os examinadores. O examinador 1 apresentou no formato DICOM maior erro aleatório nos pontos Go, Pog' e ponto B, todos no eixo y (tabela 5.1). No formato JPEG, os pontos que apresentaram erro maior que 1mm foram Or (eixo x), Me (eixo x) e Na, Go e Pog' (eixo y) (tabela 5.4). No formato de arquivo TIFF, apenas os pontos Me e Aii (eixo x) apresentaram um maior erro aleatório (tabela 5.7). O examinador 2 apresentou um erro médio maior que 1mm no formato JPEG para o ponto B e Ápice do Incisivo Inferior (eixo y), e para o ponto Gônio (eixos x e y) (tabela 5.5). No formato TIFF, apenas no eixo y, dos pontos: B, A e Pog' (tabela 5.8). O examinador 3 mostrou uma maior dificuldade na demarcação dos seguintes pontos: N, Or, Po, Go e Aii (DICOM) (tabela 5.3); Or, Po, Go e Ls (JPEG) (tabela 5.6); Go e Pog' (TIFF) (tabela 5.9). Estes pontos que apresentaram menor reprodutibilidade vão de acordo com os achados na literatura. BAUMRIND; FRANTZ³ observaram que os pontos Go e Aii são menos confiáveis e que o ponto mentoniano apresenta uma variação maior no eixo x, enquanto o ponto Pog apresenta maior variação no eixo y. Explicaram que em uma estrutura pontiaguda, a demarcação do ponto torna-se facilitada, porém, quando o ponto localiza-se em uma superfície curva, como Pog e ponto B, há uma maior dificuldade em demarcá-lo, e os erros tendem a serem proporcionalmente maiores. Um outro fator é a localização do ponto e as estruturas existentes ao redor. CHEN et al.⁷, em 2000 enfatizaram que a dificuldade na identificação precisa dos pontos Aii, Po e Or origina da imagem obscurecida, devido à sobreposição de outras estruturas existentes na região.

Os resultados das concordâncias interexaminadores mostraram que as demarcações de todos os pontos são bastante reprodutíveis, exceto para o ponto Pório, no eixo x com correlação de 0,89 para os formatos DICOM e JPEG e 0,87 para o formato TIFF (tabelas 5.10, 5.11 e 5.12). Estes resultados concordam com os de LIM; FOONG²⁶, em 1997 e GEELEN et al.¹⁹, em 1998, no qual justificaram que Po e Or tendem a apresentar menor confiabilidade pelo fato de serem pontos cefalométricos menos radiopacos.

Com relação à avaliação intercompressão das imagens DICOM, TIFF e JPEG 80, na marcação dos pontos cefalométricos, não se verificou diferença estatisticamente significativa (tabela 5.13). Estes resultados discordam dos achados de GÜRDAL; HILDEBOLT; AKDENIZ²², em 2000, que recomendaram evitar os arquivos de compressão de imagens com perda, pois as imagens JPEG não

mostraram preservação dos valores da escala de tons de cinza. Porém, no estudo destes autores os valores de pixels e de tons de cinza de um bloco de alumínio foram avaliados por uma máquina, o computador.

WENZEL et al.⁴⁵, em 1996, afirmaram que o desenvolvimento de arquivos de imagens menores é uma grande vantagem para transmissão e arquivamento dos dados. Estudos que buscaram determinar o mais alto e aceitável nível de compressão para diferentes tipos de interpretação em odontologia^{13, 25, 28, 33} vão de acordo com os resultados dessa pesquisa e discordam dos achados de GÜRDAL; HILDEBOLT; AKDENIZ²². SIRAGUSA; MCDONNELL³⁶ revelaram que a imagem radiográfica no formato JPEG, seis vezes menor que a TIFF, é compatível para diagnóstico em endodontia. Para radiografia panorâmica a compressão indicada por SANDERINK et al.³³ é o formato JPEG na proporção de 1:28. Este mesmo nível de compressão é recomendado por KOENIG et al.²⁵ para interpretação de lesão periapical em radiografia intrabucal. ERASO et al.¹³ asseguram que uma proporção de compressão menor que 1:32 não interfere na detecção de lesão periapical. Uma proporção de compressão de até 1:40 é sugerida por MCCORD et al.²⁸ sem danificar a qualidade de radiografias de mão e punho. Os resultados obtidos nesse estudo também mostraram que a compressão JPEG, com Fator de Qualidade 80 apresentou reprodutibilidade equivalente aos demais formatos usados. Uma provável explicação recai sobre o fato de o olho humano não conseguir distinguir todos os tons de cinza.

A compressão TIFF utilizada nessa pesquisa resultou em uma proporção de compressão de 1:1,98 e não apresentou superior reprodutibilidade dos pontos cefalométricos em relação a compressão JPEG, com proporção de compressão que variou de 1:17 a 1:26. CZIRAKI¹⁰ também mostrou uma reprodutibilidade no formato TIFF compatível com a do formato JPEG, na proporção de 1:12. No entanto, observou menor reprodutibilidade em imagens com compressão JPEG de 1:25. A compressão JPEG nos fatores de qualidade 60, 80 e 100 foi avaliada por DUARTE¹², em 2008, e estes diferentes formatos de arquivo mostraram-se estatisticamente iguais, para cada ponto e eixo aferido. Apenas o ponto Or, no eixo x, apresentou menor reprodutibilidade. Na pesquisa atual, foi utilizada a compressão TIFF e JPEG com fator de qualidade 80 e os resultados revelaram que a compressão JPEG foi tão reprodutível quanto a TIFF.

Novas tecnologias de compressão de arquivos digitais são constantemente desenvolvidas, como a compressão Wavelet e JPEG 2000, que permitem uma maior redução do tamanho dos arquivos, sem que a qualidade da imagem seja danificada. Novos estudos, portanto, devem ser conduzidos a fim de verificar como estas novas técnicas de compressão de imagens influenciam na reprodutibilidade dos pontos cefalométricos em telerradiografias em norma lateral.

7. CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos e da metodologia empregada pôde-se concluir que:

- Os pontos cefalométricos em telerradiografias digitais em norma lateral apresentaram concordância de reprodutibilidade tanto intra como inter examinador, com exceção dos pontos Go, Po, Or, B e Pog'.
- Os Formatos de Arquivo DICOM, JPEG, no Fator de Qualidade 80 e TIFF não afetaram a reprodutibilidade intra e interexaminadores na marcação dos pontos cefalométricos.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS ¹

1. AKDENIZ, B.G.; GROÖNDAHL, H-G. Degradation of storage phosphor images due to scanning delay. **Dentomaxillofac. Radiol**, v.35, n.2, p.74-77, mar, 2006.

2. ANALOUI, M.; BUCKWALTER, K. Digital radiographic image archival, retrieval, and management. **Dent Clin North Am**, v.44, n.2, p.339- 358, apr, 2000.

3. BAUMRIND, S.; FRANTZ, R.C. The reability of head film measurements landmark identification. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.60, n.2, p.111-127, 1971.

4. BRENNAN, J. An introduction to digital radiography in dentistry. **Journal Of Orthodontics**, v.29, n.1, p.66-69, mar, 2002.

5. BROADBENT, H.B. A new X-ray technique and its application to orthodontia. **Angle Orthod**. v.1, n.2, p.45-66.

6. BUSCHANG, P.H.; TANGUAY, R.; DEMIRJIAN, A. Cephalometric reability. A full ANOVA model for the estimation of true and error variance. **Angle Orthod**. v.57, n.4, p.168-175, 1987.

7. CHEN, Y.J. et al. Comparison of landmark identification in tradicional versus computer-aided digital cephalometry. **Angle Orthod**. v.70, n.5, p.387-392, oct, 2000.

8. CHEN, Y.J. et al. Reability of landmark identification in cephalometric radiograph acquired by a storage phosphor imaging system. **Dentomaxillofac. Radiol**, v.33, n.5, p.301-306, sep, 2004.

9. COHEN, A.M. Uncertainty in cephalometrics. **Brit J Orthod**, London, v11, p.44-48, 1984.

10. CZIRAKI, S. **The reproducibility and accuracy of cephalometric analysis using different digital imaging modalities and image compression**. [Thesis.] Graduate Department of Dentistry University of Toronto, Toronto, Canada, 2001.

¹ De acordo com as normas para a apresentação de Monografias, Dissertações e Teses do Programa de Pós Graduação em Odontologia da Universidade Metodista de São Paulo, 2007

11. DAHLBERG, G. Statistical methods for medical and biological students, **Interscience Publications**, New York, 1940.
12. DUARTE, H.E.M. **Avaliação da compressão da imagem digital da telerradiografia lateral na reprodutibilidade da marcação de pontos cefalométricos**. Dissertação (Mestrado em Odontologia) Faculdade de Odontologia, Universidade Metodista de São Paulo, São Bernardo do Campo, 2008. 81p.
13. ERASO, F. et al. Impact of lossy compression on diagnostic accuracy of radiographs for periapical lesions. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.93, n.5, p.621-625, may, 2002.
14. FIDLER, A.; LIKAR, B.; SKALERIC, U. Lossy JPEG compression: easy to compress, hard to compare. **Dentomaxillofac. Radiol**, v.35, n.2, p.67-73, mar, 2006.
15. FIDLER, A; SKALERIC, U.; LIKAR, B. The effect of image content on detail preservation and file size reduction in lossy compression. **Dentomaxillofac. Radiol**, v.36, n.7, p.387-392, oct, 2007.
16. FLEISS, J.L. **The design and analysis of clinical experiments**. New York, Wiley, 432p, 1986.
17. FORSYTH, D.B.; SHAW, W.C.; RICHMOND, S. Digital imaging of cephalometric radiographs. Part 1: Advantages and limitations of digital imaging. **Angle Orthod**, v.66, n.1, p.37-43, Feb, 1996.
18. FORSYTH, D. B. et al. Digital imaging of cephalometric radiographs. Part 2: Image quality. **Angle Orthod**, v.66, n.1, p.43-50, Feb, 1996.
19. GEELLEN, W. et al. Reproducibility of cephalometric landmarks on conventional film, hardcopy, and monitor-displayed images obtained by the storage phosphor technique. **Eur J Orthod**, v. 20, n.3, p. 331- 40, jun, 1998.
20. GOLDREICH, H.N. et al. Considerações sobre os Erros em Cefalometria. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v.3, n.1, p.81-90, jan/fev, 1998.
21. GRAHAM, R.N.J.; PERRIS, R.W., SCARSBROOK, A.F. DICOM demystified: A review of digital file formats and their use in radiological practice. **Clinical Radiology**, v.60, n.11, p.1133-1140, nov, 2005.

22. GÜRDAL, P; HILDEBOLT, C.F.; AKDENIZ, B.G. The effects of different image file formats and image-analysis software programs on dental radiometric digital evaluations. **Dentomaxillofac. Radiol**, v.30, n.1, p.50-55, jan, 2001.
23. HILDEBOLT, C. F.; COUTURE, R. A.; WHITING, B. Dental photostimulable phosphor radiography. **Dent Clin North Am**, v.44, n.2, p.273-297, apr, 2000.
24. HOUSTON, W.J.B. The analysis of errors in orthodontic measurements. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.83, n.5, p.382-390, may, 1983.
25. KOENIG, L. et al. The impact of image compression on diagnostic quality of digital images for detection of chemically-induced periapical lesions. **Dentomaxillofac. Radiol**, v.33, n.1, p.37-43, jan, 2004.
26. LIM, K.F.; FOONG, K.W.C.. Phosphor-stimulated computed cephalometry: reability of landmark identification. **Br J Orthod**, v.24, n.4, p.301-308, nov, 1997.
27. MARTINS, M. et al. What happens if you delay scanning digora phosphor storage plates (Psp) for up to 4 hours? **Dentomaxillofac. Radiol**, v. 35, n.3, p.143-146, may, 2006.
28. MCCORD, L.K. et al. Digitized hand-wrist radiographs: comparison of subjective and software-derived image quality at various compression ratios. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.131, n.5, p. 679-688, may, 2007.
29. MILDENBERGER, P.; EICHELBERG, M.; MARTIN, E. Introduction to the DICOM standard. **Eur Radiol**, v. 12, n.4, p. 920-927, apr, 2002.
30. NÄSLUND, E-B. et al. Analysis of low-dose digital lateral cephalometric radiographs. **Dentomaxillofac. Radiol**, v. 27, n.3, p.136-139, may, 1998.
31. NETER, J. et al. **Applied Linear Statistical Models**. 4 ed, Illinois, Richard D. Irwing, 1408p, 1996.
32. RICHARDSON, A. A comparison of traditional and computerized methods of cephalometric analysis. **Eur J Orthod**. v.3, p.15-20, 1981.

33. SANDERINK, G.C.H. et al. The loss of image quality in digital panoramic radiography using image compression. In FARMAN et al.: **International Association of Dento-Maxillofacial Radiology/CMI'97 Advances in Maxillofacial Imaging**, Elsevier Science, p. 299-305., 1997.
- 34 SANG, H.Y.; DONG, S.N.; SEUNG, H.B.. Reability of landmark identification on monitor-displayed lateral cephalometric images. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.133, n.6, p.790e1- 790e6, jun, 2008.
35. SEKI, K.; OKANO, T. Exposure reduction in cephalography with a digital photostimulable phosphor imaging system. **Dentomaxillofac. Radiol**, London, v.22, n. p.127-30, 1993.
36. SIRAGUSA, M.; MCDONNELL, D.J. Indirect digital images: limit of image compression for diagnosis in endodontics. **Int Endodontic J**, v.35, p.991-95, 2002.
37. SONODA, M. et al. Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. **Radiology**, v. 148, p. 833-838, sep, 1983.
38. TRPKOVA, B. et al. Cephalometric landmarks identification and reproducibility: a meta analysis. **Am J Orthod Dentof Orthop**, v.112, n.2, p.165-170, 1997.
39. VAN DER STELT, P.F. Principles of digital imaging. **Dent Clin North Am**, v.44, n.2, p.237-248, 2000.
40. VAN DER STELT, P.F. Filmless imaging, the uses of digital radiography in dental practice. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.136, n.10, p. 1379-1387, oct, 2005.
41. VION, P.E. **Anatomia Cefalométrica**. São Paulo: Livraria Editora Santos, 1994. 173p.
42. WENGER, N.; TEWSONA, D.; MCDONALD, F. Direct digital lateral cephalometry: the effects of JPEG compression on image quality. **Med Eng Phys**, v.28, n.6, p.560-567, jul, 2006.
43. WENZEL, A.; VERDONSCHOT, E.H. Some considerations in the evaluation of diagnostic tests in dentistry. **Dentomaxillofac Radiol**, v.23, n.4, p.179-182, 1994.

44. WENZEL, A. GRÖNDAHL, H-G. Direct digital radiography in the dental office. **Int Dent J**, v. 45, p. 27-34, 1995.

45. WENZEL, A. et al. Impact of lossy image compression on accuracy of caries detection in digital images taken with a storage phosphor system, **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 81, n.3, p.351-5, mar, 1996.

46. WENZEL, A; GOTFREDSEN, E. Digital radiography for the orthodontist. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.121, n.2, p.231-5, feb, 2002.

47. WIGGINS, R. H. et al, Image file formats: past, present, and future. **RadioGraphics**, v.21, n.3, p.789-798, may/jun, 2001.

48. ZAPATA, M.R.D.S.M. **Estudo cefalométrico radiográfico da posição natural da cabeça em pacientes com oclusão normal**. Dissertação (Mestrado em Odontologia) Faculdade de Odontologia, Universidade Metodista de São Paulo, São Bernardo do Campo, 2003. 153p.

ANEXO 1



Universidade
Metodista
de São Paulo

Comitê de Ética em Pesquisa – CEP-UMESP

Data: 31/03/2008 – Prot. Nº. 179616

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP-UMESP

Título do Projeto de Pesquisa: Avaliação comparativa das medidas cefalométricas em imagens digitais de telerradiografia em norma lateral nos formatos DICOM, TIFF e o de compressão JPEG.

Pesquisador Responsável: Livia Maria Rocha Falcão

Curso/Faculdade: Pós Graduação em Odontologia

O Comitê de Ética em Pesquisa reunido em **31/02/2008** deliberou como segue sobre o protocolo em questão:

O presente projeto de pesquisa tem como objetivo *avaliar a acurácia das medidas cefalométricas obtidas por telerradiografias comparando as medidas obtidas no formato de imagem produzida pelo equipamento com as medidas realizadas em imagens obtidas pela conversão do formato original. Para tanto serão obtidas imagens radiográficas (com exposição à radiação reduzida em 75% em relação às técnicas radiográficas convencionais) de 30 pacientes protegidos com avental de chumbo, para serem analisadas. Após leitura, análise do projeto e exame criterioso de todos os itens que compõem os documentos do Protocolo de Pesquisa, incluindo os itens presentes no Roteiro de Checagem para o parecerista e o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE, constatou-se que nada consta do processo que fira os princípios e normas da ética em pesquisa.*

O CEP-UMESP considera o projeto de pesquisa **APROVADO**, lembrando que a condição de aprovação da pesquisa propriamente dita exige o que segue:

- Que sejam encaminhados ao CEP-UMESP relatórios anuais sobre o andamento da pesquisa (parciais e finais)
- Que sejam notificados ao CEP-UMESP eventos adversos que tenham ocorrido no curso da pesquisa e que sejam significativos do ponto de vista ético e metodológico;
- Que sejam notificadas eventuais emendas e modificações no protocolo de pesquisa

São Bernardo do Campo, 31 de março de 2008.

Profa. Dra. Sandra Duarte de Souza
Coordenadora do CEP-UMESP

Campus Rudge Ramos
Rua do Sacramento, 220 - Rudge Ramos
09640-000 - São Bernardo do Campo - SP
Tel: (11) 4366-5000

Campus Vergueiro
Av. Senador Vergueiro, 1201 - Jardim do Mar
09750-001 - São Bernardo do Campo - SP
Tel: (11) 4366-5000

Campus Planalto
Rua Dom Jaime de Barros Câmara, 1000 - Planalto
09895-400 - São Bernardo do Campo - SP
Tel: (11) 4366-5500

www.metodista.br

ANEXO 2



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____, portador do RG nº _____, Residente à Rua _____, nº _____ Cidade _____ no Estado de São Paulo, declaro estar ciente que farei uma radiografia de acordo com as normas preconizadas pela Vigilância Sanitária, para a pesquisa "AVALIAÇÃO COMPARATIVA DAS MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS EM IMAGENS DIGITAIS DE TELERRADIOGRAFIA EM NORMA LATERAL NOS FORMATOS DICOM, TIFF, E O DE COMPRESSÃO JPEG", desenvolvida na Universidade Metodista de São Paulo - São Bernardo do Campo, pela aluna Livia Maria Rocha Falcão.

O objetivo do estudo da pesquisadora é o de auxiliar na melhoria do tratamento ortodôntico, utilizando-se a radiografia que será obtida do paciente, avaliando a possibilidade de diminuição do tempo de exposição dos raios X sem a perda da qualidade da imagem radiográfica. Não serão realizados procedimentos clínicos nesta pesquisa, uma vez que se trata de um estudo radiográfico. No procedimento da obtenção da radiografia o paciente deverá permanecer em pé, com a cabeça imobilizada, por alguns segundos. A obtenção da radiografia é indolor e não causará riscos à saúde, já que o paciente estará protegido contra a radiação com uso do avental de chumbo. O paciente pode se recusar a participar ou retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado. As informações com relação aos dados do paciente serão mantidas em sigilo, e não haverá nenhum ônus ao paciente para realização deste exame. Todos os esclarecimentos a respeito da pesquisa, antes e durante sua realização, serão fornecidos pela pesquisadora quando o paciente assim requisitar.

Concedo à UMESP totais direitos quanto ao uso do material coletado com finalidade de ensino e divulgação, dentro das normas vigentes, bem como publicação em jornais e/ou revistas científicas do país e do exterior.

São Bernardo do Campo, ____ de _____ de 2008.

Assinatura do paciente/responsável

Assinatura do pesquisador

APÊNDICE

Média e desvio padrão em milímetros da localização dos 15 pontos cefalométricos, nas coordenadas x e y nos três formatos de arquivo para o examinador 1.

| Medida | Tipo | Média | DP | Medida | Tipo | Média | DP |
|--------|-------|--------|------|--------|-------|--------|------|
| NX | DICOM | 235,70 | 6,96 | BY | DICOM | 181,26 | 7,99 |
| | JPEG | 235,70 | 7,15 | | JPEG | 181,50 | 7,99 |
| | TIFF | 235,56 | 7,21 | | TIFF | 181,58 | 8,16 |
| NY | DICOM | 79,48 | 7,46 | AX | DICOM | 237,12 | 4,63 |
| | JPEG | 79,40 | 7,48 | | JPEG | 237,01 | 4,66 |
| | TIFF | 79,30 | 7,44 | | TIFF | 237,00 | 4,76 |
| ORX | DICOM | 221,67 | 5,04 | AY | DICOM | 141,42 | 7,47 |
| | JPEG | 221,48 | 4,73 | | JPEG | 141,11 | 7,70 |
| | TIFF | 221,45 | 5,46 | | TIFF | 141,10 | 7,68 |
| ORY | DICOM | 109,89 | 6,49 | ENAX | DICOM | 241,82 | 5,31 |
| | JPEG | 109,88 | 6,58 | | JPEG | 241,68 | 4,92 |
| | TIFF | 110,01 | 6,46 | | TIFF | 241,94 | 5,24 |
| SX | DICOM | 163,53 | 4,60 | ENAY | DICOM | 136,48 | 8,01 |
| | JPEG | 163,45 | 4,76 | | JPEG | 136,12 | 8,06 |
| | TIFF | 163,43 | 4,66 | | TIFF | 136,24 | 8,09 |
| SY | DICOM | 91,82 | 5,23 | AIIX | DICOM | 227,97 | 5,02 |
| | JPEG | 91,85 | 5,17 | | JPEG | 227,53 | 5,20 |
| | TIFF | 91,65 | 5,08 | | TIFF | 227,70 | 4,89 |
| POX | DICOM | 139,49 | 3,97 | AIYY | DICOM | 182,61 | 7,60 |
| | JPEG | 138,84 | 4,17 | | JPEG | 182,87 | 8,14 |
| | TIFF | 139,56 | 3,83 | | TIFF | 182,83 | 8,07 |
| POY | DICOM | 110,02 | 3,61 | IIIX | DICOM | 239,35 | 4,35 |
| | JPEG | 110,11 | 3,45 | | JPEG | 239,27 | 4,24 |
| | TIFF | 110,29 | 3,51 | | TIFF | 239,19 | 4,33 |
| GOX | DICOM | 156,34 | 4,36 | IIYY | DICOM | 163,44 | 7,12 |
| | JPEG | 156,48 | 4,18 | | JPEG | 163,42 | 7,17 |
| | TIFF | 156,33 | 4,30 | | TIFF | 163,42 | 7,09 |
| GOY | DICOM | 173,28 | 7,55 | POGX | DICOM | 248,14 | 6,78 |
| | JPEG | 173,37 | 7,28 | | JPEG | 248,12 | 6,79 |
| | TIFF | 173,29 | 7,33 | | TIFF | 248,23 | 6,83 |
| MEX | DICOM | 227,92 | 6,60 | POGY | DICOM | 198,78 | 8,47 |
| | JPEG | 228,02 | 6,51 | | JPEG | 198,80 | 8,43 |
| | TIFF | 227,90 | 6,48 | | TIFF | 198,05 | 8,67 |
| MEY | DICOM | 205,46 | 8,81 | LSX | DICOM | 255,85 | 4,95 |
| | JPEG | 205,32 | 8,77 | | JPEG | 255,94 | 4,90 |
| | TIFF | 205,29 | 8,69 | | TIFF | 255,89 | 5,03 |
| GNX | DICOM | 232,10 | 6,53 | LSY | DICOM | 155,07 | 8,99 |
| | JPEG | 232,17 | 6,43 | | JPEG | 155,14 | 8,78 |
| | TIFF | 232,03 | 6,55 | | TIFF | 154,95 | 8,92 |
| GNY | DICOM | 204,13 | 8,97 | PNX | DICOM | 271,15 | 6,95 |
| | JPEG | 204,04 | 8,89 | | JPEG | 271,17 | 7,06 |
| | TIFF | 204,06 | 8,85 | | TIFF | 271,15 | 7,04 |
| BX | DICOM | 233,17 | 5,23 | PNY | DICOM | 128,07 | 9,18 |
| | JPEG | 233,11 | 5,26 | | JPEG | 127,96 | 9,37 |
| | TIFF | 233,00 | 5,46 | | TIFF | 127,77 | 9,47 |

Média e desvio padrão em milímetros da localização dos 15 pontos cefalométricos, nas coordenadas x e y nos três formatos de arquivo para o examinador 2.

| Medida | Tipo | Média | DP | Medida | Tipo | Média | DP |
|--------|-------|--------|------|--------|-------|--------|------|
| NX | DICOM | 235,96 | 7,09 | BY | DICOM | 182,96 | 8,27 |
| | JPEG | 235,87 | 7,12 | | JPEG | 183,03 | 8,28 |
| | TIFF | 235,96 | 7,06 | | TIFF | 182,71 | 8,11 |
| NY | DICOM | 80,49 | 7,36 | AX | DICOM | 237,31 | 4,87 |
| | JPEG | 80,69 | 7,26 | | JPEG | 237,04 | 4,72 |
| | TIFF | 80,85 | 7,50 | | TIFF | 236,98 | 4,71 |
| ORX | DICOM | 220,58 | 4,62 | AY | DICOM | 142,19 | 7,82 |
| | JPEG | 220,87 | 4,76 | | JPEG | 142,32 | 7,66 |
| | TIFF | 220,18 | 4,65 | | TIFF | 142,20 | 7,69 |
| ORY | DICOM | 110,35 | 6,35 | ENAX | DICOM | 241,54 | 5,10 |
| | JPEG | 110,33 | 6,42 | | JPEG | 241,20 | 5,24 |
| | TIFF | 110,08 | 6,40 | | TIFF | 241,36 | 5,13 |
| SX | DICOM | 163,53 | 4,45 | ENAY | DICOM | 136,55 | 7,77 |
| | JPEG | 163,51 | 4,49 | | JPEG | 136,42 | 7,82 |
| | TIFF | 163,46 | 4,43 | | TIFF | 136,29 | 8,01 |
| SY | DICOM | 92,31 | 4,97 | AIIX | DICOM | 227,67 | 5,66 |
| | JPEG | 92,14 | 4,97 | | JPEG | 227,54 | 5,43 |
| | TIFF | 92,29 | 4,98 | | TIFF | 227,77 | 5,27 |
| POX | DICOM | 140,55 | 4,31 | AIY | DICOM | 185,58 | 7,96 |
| | JPEG | 140,37 | 4,29 | | JPEG | 185,48 | 7,54 |
| | TIFF | 140,57 | 4,19 | | TIFF | 185,29 | 7,73 |
| POY | DICOM | 110,05 | 3,64 | IIIX | DICOM | 239,12 | 4,35 |
| | JPEG | 110,04 | 3,65 | | JPEG | 239,08 | 4,41 |
| | TIFF | 110,01 | 3,44 | | TIFF | 239,14 | 4,44 |
| GOX | DICOM | 156,03 | 4,33 | IIY | DICOM | 163,58 | 7,14 |
| | JPEG | 156,23 | 4,18 | | JPEG | 163,54 | 7,20 |
| | TIFF | 155,95 | 4,23 | | TIFF | 163,59 | 7,28 |
| GOY | DICOM | 173,11 | 7,39 | POGX | DICOM | 248,82 | 6,84 |
| | JPEG | 173,51 | 7,23 | | JPEG | 248,77 | 6,81 |
| | TIFF | 173,03 | 7,37 | | TIFF | 248,78 | 6,85 |
| MEX | DICOM | 229,36 | 6,46 | POGY | DICOM | 197,21 | 8,62 |
| | JPEG | 229,36 | 6,43 | | JPEG | 197,49 | 8,28 |
| | TIFF | 229,34 | 6,79 | | TIFF | 197,49 | 8,55 |
| MEY | DICOM | 205,46 | 8,64 | LSX | DICOM | 256,40 | 4,98 |
| | JPEG | 205,33 | 8,75 | | JPEG | 256,30 | 4,93 |
| | TIFF | 205,36 | 8,73 | | TIFF | 256,31 | 5,04 |
| GNX | DICOM | 232,87 | 6,43 | LSY | DICOM | 155,17 | 8,99 |
| | JPEG | 232,99 | 6,49 | | JPEG | 155,16 | 8,95 |
| | TIFF | 232,80 | 6,59 | | TIFF | 155,18 | 9,12 |
| GNY | DICOM | 203,92 | 8,72 | PNX | DICOM | 271,76 | 6,98 |
| | JPEG | 203,65 | 8,95 | | JPEG | 271,64 | 6,99 |
| | TIFF | 203,85 | 8,87 | | TIFF | 271,67 | 6,95 |
| BX | DICOM | 233,08 | 5,34 | PNY | DICOM | 127,81 | 9,58 |
| | JPEG | 233,12 | 5,35 | | JPEG | 127,69 | 9,52 |
| | TIFF | 233,09 | 5,27 | | TIFF | 127,55 | 9,43 |

Média e desvio padrão em milímetros da localização dos 15 pontos cefalométricos, nas coordenadas x e y nos três formatos de arquivo para o examinador 3.

| Medida | Tipo | Média | DP | Medida | Tipo | Média | DP |
|--------|-------|--------|------|--------|-------|--------|------|
| NX | DICOM | 235,88 | 6,93 | BY | DICOM | 182,36 | 8,07 |
| | JPEG | 235,76 | 6,96 | | JPEG | 182,12 | 8,10 |
| | TIFF | 236,07 | 6,96 | | TIFF | 181,96 | 8,00 |
| NY | DICOM | 80,88 | 7,44 | AX | DICOM | 237,45 | 4,83 |
| | JPEG | 80,79 | 7,85 | | JPEG | 237,08 | 5,05 |
| | TIFF | 81,29 | 7,47 | | TIFF | 237,19 | 4,88 |
| ORX | DICOM | 220,83 | 5,06 | AY | DICOM | 141,64 | 7,78 |
| | JPEG | 220,84 | 4,89 | | JPEG | 141,79 | 7,90 |
| | TIFF | 220,77 | 4,86 | | TIFF | 141,86 | 7,63 |
| ORY | DICOM | 110,29 | 6,30 | ENAX | DICOM | 241,78 | 5,25 |
| | JPEG | 110,35 | 6,28 | | JPEG | 241,80 | 5,44 |
| | TIFF | 110,38 | 6,27 | | TIFF | 241,61 | 5,66 |
| SX | DICOM | 163,37 | 4,57 | ENAY | DICOM | 135,86 | 8,03 |
| | JPEG | 163,29 | 4,57 | | JPEG | 135,55 | 8,27 |
| | TIFF | 163,29 | 4,52 | | TIFF | 135,52 | 8,26 |
| SY | DICOM | 91,99 | 4,99 | AIIX | DICOM | 228,11 | 5,10 |
| | JPEG | 91,71 | 4,94 | | JPEG | 227,96 | 5,38 |
| | TIFF | 91,82 | 5,05 | | TIFF | 228,04 | 5,14 |
| POX | DICOM | 139,56 | 4,39 | AIY | DICOM | 184,34 | 7,79 |
| | JPEG | 139,45 | 4,31 | | JPEG | 184,60 | 8,16 |
| | TIFF | 139,47 | 4,27 | | TIFF | 184,33 | 8,04 |
| POY | DICOM | 110,03 | 3,61 | IIIX | DICOM | 239,33 | 4,42 |
| | JPEG | 110,22 | 3,82 | | JPEG | 239,13 | 4,46 |
| | TIFF | 109,99 | 3,50 | | TIFF | 239,12 | 4,42 |
| GOX | DICOM | 156,34 | 4,24 | IIY | DICOM | 163,21 | 7,28 |
| | JPEG | 156,20 | 4,51 | | JPEG | 163,13 | 7,14 |
| | TIFF | 156,11 | 4,24 | | TIFF | 163,06 | 7,04 |
| GOY | DICOM | 173,01 | 7,91 | POGX | DICOM | 248,22 | 6,89 |
| | JPEG | 173,27 | 7,67 | | JPEG | 248,31 | 6,88 |
| | TIFF | 172,84 | 7,43 | | TIFF | 248,24 | 6,83 |
| MEX | DICOM | 228,42 | 6,52 | POGY | DICOM | 198,70 | 8,90 |
| | JPEG | 228,35 | 6,34 | | JPEG | 198,94 | 8,88 |
| | TIFF | 228,68 | 6,51 | | TIFF | 198,97 | 8,68 |
| MEY | DICOM | 205,38 | 8,71 | LSX | DICOM | 255,87 | 5,00 |
| | JPEG | 205,32 | 8,74 | | JPEG | 256,04 | 5,04 |
| | TIFF | 205,37 | 8,85 | | TIFF | 256,06 | 4,97 |
| GNX | DICOM | 232,39 | 6,55 | LSY | DICOM | 155,73 | 8,95 |
| | JPEG | 232,32 | 6,46 | | JPEG | 155,51 | 8,99 |
| | TIFF | 232,29 | 6,44 | | TIFF | 155,67 | 8,95 |
| GNY | DICOM | 203,99 | 8,76 | PNX | DICOM | 271,50 | 7,02 |
| | JPEG | 203,95 | 9,01 | | JPEG | 271,59 | 7,07 |
| | TIFF | 203,87 | 9,09 | | TIFF | 271,53 | 7,11 |
| BX | DICOM | 233,06 | 5,32 | PNY | DICOM | 127,90 | 9,41 |
| | JPEG | 233,02 | 5,25 | | JPEG | 127,62 | 9,23 |
| | TIFF | 233,18 | 5,31 | | TIFF | 127,90 | 9,31 |

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a cópia de todo ou parte do presente trabalho por meios reprográficos, exclusivamente com finalidade de estudo e pesquisa. É vedado qualquer tipo de uso comercial na reprodução do mesmo.

São Bernardo do Campo, 20 de fevereiro de 2009.

Lívia Maria Rocha Falcão

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)