

JOSÉ PEIXOTO FERRÃO JUNIOR

**A INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DA TÉCNICA RADIOGRÁFICA NA LEITURA DA
IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL NAS AVALIAÇÕES DAS REABSORÇÕES
ÓSSEAS ALVEOLARES INTERPROXIMAIS**

Campo Grande

2009

JOSÉ PEIXOTO FERRÃO JUNIOR

**A INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DA TÉCNICA RADIOGRÁFICA NA LEITURA DA
IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL NAS AVALIAÇÕES DAS REABSORÇÕES
ÓSSEAS ALVEOLARES INTERPROXIMAIS**

Tese apresentada ao Programa Multi-Institucional de Pós-Graduação em Ciências da Saúde – Convênio Rede Centro-Oeste, Universidade de Brasília, Universidade Federal de Goiás e Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do Título de Doutor em Ciências da Saúde.

Campo Grande

2009

JOSÉ PEIXOTO FERRÃO JUNIOR

**A INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DA TÉCNICA RADIOGRÁFICA NA LEITURA DA
IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL NAS AVALIAÇÕES DAS REABSORÇÕES
ÓSSEAS ALVEOLARES INTERPROXIMAIS**

Tese apresentada ao Programa Multi-Institucional de Pós-Graduação em Ciências da Saúde – Convênio Rede Centro-Oeste, Universidade de Brasília, Universidade Federal de Goiás e Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do Título de Doutor em Ciências da Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Gregol da Silva

**Campo Grande
2009**

Catálogo da Publicação

Universidade Federal de Mato Grosso do Sul

Ferrão Junior, José Peixoto

A influência da variação da técnica radiográfica na leitura da imagem radiográfica digital nas avaliações das reabsorções ósseas alveolares interproximais/ José Peixoto Ferrão Junior; orientador Pedro Gregol da Silva. - Campo Grande, 2009.

90p.: fig., tab.

Tese (Doutorado – Programa Multi-Institucional de Pós-Graduação em Ciências da Saúde – Convênio Rede Centro – Oeste, Universidade de Brasília, Universidade Federal de Goiás e Universidade Federal de Mato Grosso do Sul).

1. cristas ósseas alveolares 2. radiografia digital 3. exame radiográfico periapical do paralelismo

FOLHA DE APROVAÇÃO

JOSÉ PEIXOTO FERRÃO JUNIOR

A INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DA TÉCNICA RADIOGRÁFICA NA LEITURA DA IMAGEM RADIOGRÁFICA DIGITAL NAS AVALIAÇÕES DAS REABSORÇÕES ÓSSEAS ALVEOLARES INTERPROXIMAIS

Tese apresentada ao Programa Multi-Institucional de Pós-Graduação em Ciências da Saúde – Convênio Rede Centro-Oeste, Universidade de Brasília, Universidade Federal de Goiás e Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do Título de Doutor em Ciências da Saúde.

Resultado: _____
Campo Grande (MS) 27 de março de 2009.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais **JOSÉ PEIXOTO FERRÃO** e **MARILENA MONNEY FERRÃO**, que com seu amor, dedicação, carinho, presteza e amizade foram e serão sempre meus exemplos de vida.

A minha esposa **MÁRCIA RAQUEL PRAZERES MIOTELLO FERRÃO**, que com seu amor incondicional me ensinou que a vida é sempre linda quando estamos juntos, ela que sempre me deu seu apoio em todos os momentos, dedicação eterna, retidão no modo de ser e viver faz da minha vida um caminho mais leve e feliz. Sem ela hoje eu não conseguiria chegar até aqui. A ela meu infinito amor e gratidão.

As minhas filhas **ISABELLA MIOTELLO FERRÃO** e **ANA CLARA MIOTELLO FERRÃO**, razão maior de meu viver, sonho vivo e real da realização de um homem. Elas são muito mais do que um dia eu poderia merecer. Se não existissem eu não seria ninguém. A elas o meu amor eterno.

AGRADECIMENTOS

A **DEUS**, grande PAI que me deu a vida, saúde e me proporcionou todas as condições para poder não só concluir este trabalho, mas estar aqui hoje.

A minhas irmãs **GISELLE** e **KARINA**, meus cunhados **LUIZ ALBERTO** e **ROGÉRIO**, minha sobrinha **MARINA**, meu sobrinho **LUIZ GUILHERME** e meu afilhado **JOÃO HENRIQUE**, pelo apoio e incentivo sempre, pelo amor a mim oferecido e por vocês existirem.

Ao meu sogro **CLODO** e minha sogra **MARY** pela eterna torcida, carinho e atenção a mim dispensados durante mais esta etapa de minha vida.

As minhas cunhadas **REGINA** e **MARIZE**. Aos meus cunhados **JUNIOR** e **NIVALDO** pela amizade constante e por estarem sempre presentes mesmo que longe.

Aos meus sobrinhos **THIAGO**, **MATHEUS**, **BRUNO**, **PAULO EDUARDO** e a meus afilhados **CELSO EDUARDO** e **DIOGO**, por fazerem parte de minha vida como sobrinhos queridos e de coração.

Ao meu amigo e irmão **PROFESSOR SIDNEI VALIERI**, grande responsável por eu estar hoje em Campo Grande, pela lealdade e confiança em mim depositada. Sem seu apoio hoje com certeza eu não estaria aqui.

Ao **PROFESSOR DOUTOR PEDRO GREGOL DA SILVA**, meu orientador, por seu grande trabalho na odontologia. Por sua presteza, amizade, dedicação, estando sempre solícito, não medindo esforços para que eu pudesse chegar até aqui, minha eterna amizade e gratidão. São pessoas como estas que fazem do mundo um lugar mais aprazível de se viver.

Ao **PROFESSOR DOUTOR ORIVALDO TAVANO**, amigo, consultor e companheiro pelo inestimável apoio, que sem este seria impossível à realização deste trabalho. Ao Sr. meu eterno agradecimento e reconhecimento.

Ao **PROFESSOR DOUTOR RICARDO DUTRA AYDOS** Coordenador do Convênio UNB-UFMG-UFMS em Mato Grosso do Sul, por sua dedicação e abnegação na realização deste nobre empreendimento.

Aos colegas e amigos **PROFESSORES PAULO ZÁRATE PEREIRA, JOSÉ LUIZ GUIMARÃES DE FIGUEIREDO, ANÍSIO LIMA DA SILVA e NARA REJANE SANTOS PEREIRA** pelas orientações, conselhos, sugestões e principalmente sua disponibilidade sem a qual não seria possível a realização desta pesquisa.

Aos amigos **ACHILLES, EDUARDO, ALAN, ANA PAULA** e demais professores pelo auxílio durante minhas ausências em que estive envolvido com esta pós-graduação.

A todos os **PROFESSORES** das áreas conexas pela dedicação e transmissão de seus conhecimentos.

As secretárias (os) **EDNA, VERA, OSVALDA, WAGNER e CIRILO**.

A todos os **PACIENTES**, que não só colaboraram mais se tornaram novos amigos.

**“GRANDES VENCEDORES SÃO NA VERDADE PESSOAS COMUNS COM UMA
DETERMINAÇÃO EXTRAORDINÁRIA E INCOMUM”**

Garner Dunkerley Sr

RESUMO

Ferrão Jr, JP. A Influência da variação da técnica radiográfica na leitura da imagem radiográfica digital nas avaliações das reabsorções ósseas alveolares interproximais. Campo Grande; 2009. [Tese de Doutorado - Programa Multi-Institucional de Pós-Graduação em Ciências da Saúde – Convênio Rede Centro-Oeste, Universidade de Brasília, Universidade Federal de Goiás e Universidade Federal de Mato Grosso Sul].

Objetivo: O exame radiográfico das cristas ósseas interdentárias apresenta dificuldades na sua mensuração precisa, principalmente nos exames radiográficos intra-bucais, sendo o objetivo deste estudo apresentar sugestões para a padronização destas medições utilizando o sistema de radiografia digital Digora (Soredex). **Materiais e Métodos:** Usamos para as seis medições das alturas das cristas ósseas alveolares pelo exame clínico, de sondas milimetradas marca Hu-friedry, com o auxílio de uma marcação horizontal com as sondas que une as junções amelo-cementárias. A partir desta linha horizontal foram medidos as alturas das cristas alveolares nas posições mesial, central e distal, por vestibular e por lingual, entre dois dentes contíguos. O exame radiográfico foi padronizado para obter uma imagem digital com o maior detalhe, mínimo de distorção, usando o suporte e posicionador do tipo Rinn e uma moldagem de resina das superfícies oclusais dos dentes a serem radiografados, visando reproduzir as distâncias de 40 cm foco/película e o paralelismo objeto/filme, nas cinco incidências radiográficas utilizadas (0°, +10°, -10°, 10° à direita e 10° à esquerda). O contraste e a densidade foram padronizados com o emprego do sistema digital Digora, que usa para a captura da imagem radiográfica o sensor tipo Placa de Fósforo Foto-ativada (PSP) e leitora a laser (FMX), além de exposições aos raios X adequadas a cada região. As imagens foram observadas e analisadas em um monitor de computador com o software do Digora (DFW 2.5.1), usando a ferramenta de medição de distância, na mesma seqüência usada no exame clínico, nos formatos de imagens padrão, 3D e negativa. **Resultados:** Após o resultado estatístico descritivo, obtivemos o coeficiente de variação que se mostrou apenas regular, pois foi acima de 20%. A análise de variância múltipla (MANOVA) indicou que as medidas obtidas clinicamente são consideradas as mais exatas e comparáveis, e no teste de Tuckey formam um subconjunto à parte, o 2º subconjunto obtido com este teste, é formado pelas incidências dos raios X central de 0°, +10°, -10° e 10° à direita; o terceiro pelas incidências de +10°, -10°, 10° à direita e 10° à esquerda. Quando o tipo de tratamento da imagem pelo DFW 2.5.1 mostrou a radiografia padrão tem resultados semelhantes ao exame clínico, a imagem radiográfica 3D variações para menos e as imagens negativas para mais. **Conclusão:** A padronização usada na pesquisa para o exame radiográfico mostrou que sempre existe uma pequena ampliação da imagem em relação às medidas clínicas; que a mais confiável para a observação e medição das cristas ósseas interdentárias é a imagem padrão, seguida pela imagem 3D e finalmente a negativa, do sistema Digora de radiografia digital. A melhor incidência dos raios X usando o posicionador tipo Rinn é a de 0°, depois +10°, -10° e 10° à direita; a incidência de 10° à esquerda é a que apresenta maior variação.

Palavras chave: Cristas ósseas alveolares, Radiografia digital, exame radiográfico periapical do paralelismo.

SUMMARY

Ferrão Jr, JP. Influence of the radiographic technique variance on the reading of the grey intensity of the digital radiographic image in the assessments of interproximal alveolar bone resorptions. Campo Grande; 2009. [Tese de Doutorado - Programa Multi-Institucional de Pós-Graduação em Ciências da Saúde – Convênio Rede Centro-Oeste, Universidade de Brasília, Universidade Federal de Goiás e Universidade Federal de Mato Grosso Sul]

Objective: Radiographic exam of interdental bone ridges has presented difficulties in its accurately measurement, especially in intraoral radiographic exams. The aim of this study was to present suggestions for standardization of these measures by using Digora digital radiograph system (Soredex). **Materials and Methods:** Hu-friedry periodontal probes were used for measuring six heights of the alveolar bone ridges, by using a clinical exam and a line that joined the enamel-cement junctions. From this line, the height of both the middle of the bone defect and the mesial and distal bone ridges were measure, at the buccal and lingual side, between two adjacent teeth. Radiographic exam was standardized for obtaining a digital image with the most of detail and the least of distortion, by using the Rinn-type support and holder and a resin impression of the occlusal surfaces of the teeth to be radiographed, aiming to reproduce both the focus/radiographic film distances of 40cm and the object/film parallelism in the five radiographic incidences used (0°, +10°, -10°, 10° to the right and 10° to the left). The contrast and density were standardized employing Digora digital system which uses for radiographic image capturing a Photo-stimulable Phosphor Plate type sensor and a laser reader (FMX), besides appropriate exposures to x-rays for each area. The images were observed and analyzed in a computer screen by using Digora's software (DFW 2.5.1) and the distance measurement tool, in the same sequence used in the clinical exam in standard, 3D, and negative images formats. **Results:** After descriptive statistical treatment, the variance coefficient was obtained and was only regular, since it was above 20%. Multiple analysis of variance (MANOVA) indicated that the measures clinically obtained were considered more exact and comparable, and in Tuckey test they constituted a separate subset. The second subset obtained in this test was constituted by the central X-rays incidence of 0°, +10°, -10° and 10°. The third subset comprised the incidences of +10°, -10°, 10° to the right, and 10° to the left. When the type of the image treatment was considered by the DFW 2.5.1, the standard radiographic showed similar results to clinical examination, the 3D radiographic image presented variations for minus and the negative images for more. **Conclusion:** The radiographic exam standardization used in the research showed that there would always be a little magnification of the image compared to clinical measures; the most reliable measure for observing and measuring the interdental bone ridges were the standard image, followed by 3D and finally, the negative image of Digora digital radiograph system. The best x-rays incidence using a Rinn-type holder was 0°, followed by +10°, -10°, and 10° to the right; the 10° to the left incidence presented the largest variation.

Key-words: Alveolar bone ridges, digital radiograph, parallel periapical radiographic exam.

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1 - Média e Desvio Padrão das medidas das distâncias em mm, obtidas do limite amelo-cementário à crista óssea alveolar nas posições mesial, central e distal, nos 3 tipos de imagens radiográficas, obtidas no programa DFW 2.5.1.....	59
Quadro 1 - Demonstrativo da análise de variância múltipla (MANOVA) que verifica os efeitos sobre as variáveis independentes (imagem radiográfica, ângulo de incidência e posição da medida), com 15 repetições.....	60
Quadro 2 - Demonstrativos dos efeitos significativos (Sig < 0,05) e altamente significativos (Sig < 0,01) entre as variáveis, Imagem radiográfica, Ângulo de incidência e Posição da medida.....	60
Quadro 3 - Mostra a comparação estatística resumida, obtida pelo Teste de Tuckey HSD (Apêndice A), entre os três tipos de imagens radiográficas utilizadas, que formam 2 subconjuntos homogêneos, quando se realiza medidas nas posições mesial, central e distal.....	61
Quadro 4 - Mostra a comparação estatística resumida, obtida pelo Teste de Tuckey HSD (Apêndice B), entre as medidas do exame clínico e dos vários ângulos de incidência dos raios X utilizados na pesquisa, formando subconjuntos homogêneos das variáveis dependentes.....	62

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Posicionadores de radiografias RINN.....	47
Figura 2 -	Posicionador montado para tomadas radiográficas da região de molares e pré-molares, mostrando o paralelismo do local do dente com o filme e o direcionamento perpendicular a ambos do feixe central de raios X.....	47
Figura 3 -	Posicionador de resina sendo confeccionado para obter a forma da superfície oclusal dos dentes.....	47
Figura 4 -	Registro sendo realizado dos posicionadores de radiografia e resina em oclusão, para manter o paralelismo dente/filme e distância foco/filme.....	48
Figura 5 -	Vista frontal da direção da incidência dos raios X para obtenção da tomada radiográfica.....	48
Figura 6 -	Paciente posicionado para a tomada radiográfica.....	48
Figura 7 -	Marcas de caneta hidrográfica no posicionador de resina e na haste do RINN com referência fixa.....	49
Figura 8 -	Placas de fósforo foto estimulável e invólucro opaco a luz clara e impermeável (Digora DFW).....	49
Figura 9 -	Aparelho Spectro 70, de frente.....	50
Figura 10 -	Aparelho Spectro 70, de trás.....	50
Figura 11 -	Marca no goniômetro para o ângulo vertical de +10 graus.....	50
Figura 12 -	Marca no goniômetro para o ângulo vertical de 0 grau.....	50
Figura 13 -	Marca no goniômetro para o ângulo vertical de -10 graus.....	50
Figura 14 -	Marcação inicial na haste giratória.....	50
Figura 15 -	Transferidor usado com referencial para variações nos ângulos horizontais.....	51
Figura 16 -	Variação do ângulo horizontal à esquerda (10°).....	51
Figura 17 -	Variação do ângulo horizontal à direita (10°).....	51
Figura 18 -	Marcações nas hastes fixa e móvel (zero grau).....	51
Figura 19 -	Marcações nas hastes fixa e móvel (dez graus à esquerda).....	51
Figura 20 -	Marcações nas hastes fixa e móvel (dez graus à direita).....	52

Figura 21 -	Leitor a laser de placa de fósforo fotoativado Digora (Soredex)...	52
Figura 22 -	Traço horizontal unindo os limites amelo-cementários.....	53
Figura 23 -	Radiografia da área do defeito ósseo após correções de brilho e contraste.....	53
Figura 24 -	Medidas realizadas na forma 3D.....	53
Figura 25 -	Medidas realizadas na radiografia convencional.....	53
Figura 26 -	Medidas realizadas em negativo.....	54
Figura 27 -	Sonda milimetrada Hu-Friedy.....	54
Figura 28 -	Retalho de Widman Modificado para acesso as raízes e osso...	54
Figura 29 -	Simulação no manequim das medidas da altura das cristas ósseas distal do pré molar inferior, mesial do molar inferior e no centro do defeito.....	55
Figura 30 -	Simulação da posição horizontal da sonda milimetrada.....	56
Figura 31 -	Simulação da posição da sonda vertical no centro entre os dentes.....	56
Figura 32 -	Simulação da posição da sonda vertical no centro entre os dentes.....	56
Figura 33 -	Simulação da posição da sonda vertical na mesial do molar.....	56

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

3D	Terceira dimensão
AP	Ápice radicular
Bit	Dígito binário
BMP	Bitmap
CAD/CAM	Computer Aided Desing/Computer Aided Manufacturing
CADIA	Análise densitométrica de imagens auxiliada por computador
CCD	Dispositivo de Carga Acoplado
CDR	Carga de radiação direta
COA	Crista óssea alveolar
Dpi	Dots per inch
kVp	Quilovoltagem
JEC	Junção esmalte-cimento
lux	Unidade física para iluminação
mA	Miliamperagem
mm	milímetro
NCI	Nível clínico de inserção
p	população
PAF	Processing and archive facilities
PCS	Profundidade clínica de sondagem
Pixel	pictures elements
pl/mm	pixel/milímetro
RC	Radiografia computadorizada
RDD	Radiografia digital direta
RVG	RadioVisioGraphy
SRD	Subtração radiográfica digital
SP	Placas de fósforo
TIFF	Taged Image File Format

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	16
2.1	Reabsorções ósseas alveolares como resultado da doença periodontal inflamatória	16
2.2	O valor das radiografias convencionais na avaliação das reabsorções ósseas alveolares	16
2.3	Radiografias Digitais e Digitalizadas	22
2.4	Sistemas de imagem digital direta	38
3	OBJETIVOS	45
4	MATERIAL E MÉTODO	46
4.1	Material	46
4.2	Método	46
5	RESULTADOS	59
6	DISCUSSÃO	64
7	CONCLUSÕES	70
	REFERÊNCIAS.....	71
	ANEXOS	80
	APÊNDICES	82

1 INTRODUÇÃO

A doença periodontal é uma inflamação crônica que afeta os tecidos do periodonto e pode ter como consequência de sua progressão, a reabsorção óssea alveolar.

A destruição dos tecidos periodontais ocorre de forma episódica com períodos de exacerbação e períodos de inatividade, tendo a altura óssea alterada, sendo assim esse nível um método de diagnóstico para se avaliar o grau de avanço da doença periodontal.

A partir da descoberta dos raios X em 1895 por Wilhelm Conrad Röntgen, a avaliação da destruição óssea periodontal tem sido realizada através da observação de radiografias das regiões interdentárias e superfícies interproximais.

Schei *et al.* (1959) foram os pioneiros na realização de métodos para determinar a porcentagem de perda óssea alveolar nas áreas interproximais dos dentes. Os autores usaram uma régua transparente para avaliar a perda óssea alveolar em radiografias, considerando 1 mm como distância normal entre o limite amelocementário e a crista óssea alveolar. Com isso foi criado um método de avaliação comparando, radiograficamente, o que seria o normal e o que seria patológico em termos de reabsorção da crista óssea alveolar.

Um dos maiores avanços na captação das imagens em radiologia são as radiografias digitais, método conseguido através de técnicas avançadas, aliando tecnologia digital de captação de imagens e programas de análise radiográfica computadorizados; dentre esses programas, o Digora (Soredex, Helsinque, Finlândia) utiliza uma placa de fósforo fotoestimável para captação das imagens e um programa de computador para análise das mesmas.

As medidas de perda óssea alveolar podem ser analisadas por meio de imagens radiográficas, e tendo uma fidelidade quanto as suas dimensões e formas, pode-se realizar um melhor diagnóstico, planejamento e, conseqüentemente, um melhor tratamento. Essas medidas são obtidas tendo pontos anatômicos como referência, entre eles, o limite amelocementário, crista óssea alveolar, ápice radicular e o próprio padrão do trabeculado ósseo.

De acordo com Rose *et al.*, em 2007, a verificação precisa da altura óssea é essencial para analisar o resultado de um tratamento bem sucedido da doença periodontal. Infelizmente, existem muitos erros técnicos associados à aquisição da

imagem radiográfica que podem afetar a aparência das estruturas ósseas e assim alterar o que seria o real - o clínico. A altura óssea radiográfica pode ser diferente da altura óssea real devido a erros de angulação vertical presente nos filmes posicionados incorretamente. A radiografia apenas capta a sombra se o osso for mais alto na imagem radiográfica do que ele realmente é. Essas imagens das estruturas podem variar nas imagens dependendo do ângulo empregado e a direção em que os feixes de raios X são orientados, podendo influenciar no critério diagnóstico final.

Este estudo busca analisar as imagens radiográficas digitais usando os recursos disponíveis no Digora, comparando com as imagens reais do sítio aberto cirurgicamente, variando ângulos das tomadas radiográficas, visando um resultado mais próximo do que seria o real.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Reabsorções ósseas alveolares como resultado da doença periodontal inflamatória

A doença periodontal é uma inflamação crônica que afeta os tecidos que protegem e sustentam os dentes. Esta inflamação é a causa mais comum das reabsorções ósseas. A extensão da inflamação da gengiva marginal para os tecidos de suporte marca uma transição da gengivite para a periodontite. A destruição do periodonto é episódica e intermitente, tendo períodos de inatividade e exacerbação, resultando na perda do colágeno e osso alveolar (CARRANZA JÚNIOR, 1996).

O defeito ósseo periodontal vertical é classificado de acordo com a quantidade de paredes remanescentes, podendo ser defeito de uma, duas ou três paredes. A identificação do tipo de defeito ósseo é fundamental para definir o plano de tratamento. Assim, o exame radiográfico é de fundamental importância para determinar o tipo de defeito, possibilitando a indicação de terapias cirúrgicas regenerativas, sem a necessidade de uma cirurgia exploratória (GRÖNDAHL *et al.* 1996).

Page *et al.*, em 1997, citaram que de toda população americana 48% dos adultos entre 45-44 anos de idade tinham gengivite e que 22% apresentavam doença periodontal destrutiva. Estes dados foram colhidos de um relatório FY2003 da AADR (American Association of Dental Research).

2.2 O valor das radiografias convencionais na avaliação das reabsorções ósseas alveolares

Marshal Day e Shourie (1949) realizaram uma pesquisa na Índia avaliando a doença periodontal por meio de radiografias periapicais. Os autores avaliaram pacientes e atribuíram escores para classificar o grau de reabsorção óssea nas proximais dos dentes examinados. Esses escores foram distribuídos com numerações de 0 a 10. O escore 1 correspondia a perda óssea suficiente para ser detectada radiograficamente. O escore 5 era atribuído quando a perda óssea correspondia à metade do suporte alveolar, e o escore 10 significava perda óssea

completa até o ápice radicular. Os autores concluíram que a região dos pré-molares era mais resistente a reabsorção óssea.

Schei *et al.* (1959) foram os autores que propuseram um método para medir porcentagem de perda óssea em radiografias empregando uma régua transparente. Usaram como referência para as medidas a junção cimento-esmalte, crista óssea alveolar e o ápice radicular. Também foram observados cortes histológicos de seres humanos com periodonto normal. Foi considerada normal uma distância de 1mm ou menos da crista óssea alveolar até a junção cimento-esmalte. Eram consideradas perdas ósseas valores acima de 1 mm entre esses dois pontos de referência. As medidas eram realizadas com a régua transparente diretamente nas radiografias.

Em 1968, Suomi *et al.* realizaram uma pesquisa onde foram feitas medidas durante o ato cirúrgico e nas radiografias obtidas dessas áreas. Os pontos de referência para estas medidas foram a junção cimento-esmalte até a crista óssea alveolar. O instrumento usado para realizar as medidas foram sondas milimetradas. As medidas foram realizadas em 18 pacientes, totalizando 381 medidas. As medidas do trans-cirúrgico foram consideradas as reais. Obtiveram como resultados que em radiografias, as medidas foram menores que as reais em 15 pacientes, sendo esta diferença de 1,04mm em média demonstrando que ocorre uma distorção negativa na radiografia em relação a imagem real.

Bjorn *et al.* (1969) desenvolveram um método radiográfico para o diagnóstico do grau de destruição óssea periodontal. O nível ósseo foi descrito como porcentagem do comprimento do dente. Nesse caso, uma cartolina com escala graduada de 1 a 20, ou seja, em intervalos correspondentes a 5% do comprimento total do dente foi posicionada sobre o negatoscópio. Posteriormente, a radiografia era posicionada sobre a cartolina permitindo o estabelecimento da relação entre o nível ósseo e o comprimento total do dente adotando a cúspide, o ápice radicular (AP) e a crista óssea alveolar (COA) como referências anatômicas. Os autores colheram como resultado que as radiografias apresentavam uma medida menor que o real.

Em 1973, Goldman & Stallard publicaram um trabalho de pesquisa versando sobre as limitações das radiografias no diagnóstico dos defeitos ósseos periodontais. Empregaram peças de necropsia observando os defeitos em radiografias periapicais tomada antes e depois do preenchimento do defeito com

pasta radiopaca contendo bário. Os autores concluíram que para classificar precisamente um defeito ósseo, o ideal seria a realização de cirurgias a retalho.

Bassiouny & Grant (1975) investigaram a régua de Schei analisando sua precisão em trabalho laboratorial. Primeiramente, determinaram o ângulo apropriado para a tomada radiográfica das regiões escolhidas usando mandíbula humana seca montada em articulador e filmes periapicais convencionais. Em outra fase do estudo, compararam as medidas obtidas nos espécimes com as medidas obtidas nas radiografias por meio da régua de Schei. Os autores concluíram que a régua de Schei é uma boa ferramenta de medidas. Quando compararam as medidas do comprimento total do dente e o comprimento da raiz, concluíram que as diferenças não são significativas entre elas na sua medida real e radiográfica.

Um método foi descrito por Rosling *et.al.* (1975), para obter radiografias reprodutíveis de vários grupos de dentes na mesma mandíbula. O método foi aplicado para avaliar mudanças na altura do osso alveolar acompanhando o tratamento periodontal. Um instrumento foi desenhado para permitir a direção dos raios x perpendicularmente ao processo alveolar em diferentes partes da mandíbula. A reprodutibilidade do método foi determinada. Um estudo piloto foi executado em 5 pacientes com doença periodontal. Em seguida ao tratamento conservador, incluindo raspagem e alisamento radicular todos os pacientes passaram por cirurgia periodontal, incluindo denudação óssea. Radiografias foram feitas antes e 2 meses após a cirurgia. Este método permitiu uma boa reprodutibilidade das radiografias.

Um método para determinar a topografia do defeito intra-ósseo inter-proximal foi apresentado por Bassiouny & Grant (1976) usando três radiografias intra-orais. Três filmes periapicais da área foram tirados de maneira estandardizada, um com angulação vertical 0° , e outro a $+20^\circ$ e -20° . Os filmes secos foram examinados, começando com filme a 0° e comparando a largura da zona de transição com aquela obtida a -20° e então o filme exposto com a angulação -20° . Seguindo esta seqüência, se a zona de transição diminui entre 0° e -20° então a destruição óssea é maior por vestibular. Se a zona de transição aumenta em largura quando na seqüência acima, a destruição óssea maior esta na lingual. Neste caso os três filmes confirmam o diagnóstico. Em caso de destruição óssea horizontal em direção vestibulo lingual, a zona de transição estará ausente ou mínima largura será observada entre os filmes a $0^\circ +20^\circ$ e -20° .

Trabalho realizado por Lang & Hill (1977) relacionou estruturas de interesse para diagnóstico, influência das variações do tempo de exposição aos raios X e tempo de revelação na obtenção de bom contraste, ângulos empregados durante a tomada e suas influências no resultado, além de relatarem as limitações das técnicas. Nas conclusões do trabalho, os autores salientaram a dificuldade em se detectar radiograficamente leves alterações periodontais, e concluíram ainda que as tomadas radiográficas convencionais revelam alterações somente das áreas interproximais, sem mostrar a exata topografia das lesões periodontais.

Quando se interpreta uma radiografia, há que se ter em mente que a imagem gravada no filme é a projeção em apenas duas dimensões, largura e altura, de um corpo com três dimensões, largura, altura e profundidade; assim, a superposição de estruturas pode levar a erros de interpretação. Devemos lembrar que o exame radiográfico serve somente para orientar ou sugerir áreas que deverão ser examinadas ou reexaminadas, ou ainda para confirmar dados obtidos durante o exame clínico (ALVARES, 1982).

Em relação aos procedimentos de preservação, na análise de formação óssea após o tratamento periodontal, necessita-se de um tempo mínimo de 6 a 8 meses para que se verifiquem alterações através do método radiográfico convencional (GOODSON *et al.*, 1984).

Hansen *et al.* (1984) investigaram a prevalência de perda óssea alveolar em 2409 escolares (15 anos de idade) através de radiografias interproximais. O critério adotado como perda óssea foi à distância JEC-COA > 2 mm, e utilizaram um compasso de ponta seca associado a um negatoscópio para a mensuração radiográfica. Apenas elementos posteriores foram analisados. Os autores observaram que 11,3% da amostra apresentaram perda óssea em um ou mais dentes, sendo esta, mais freqüentes nos homens e, nestes os elementos mais acometidos pela perda óssea alveolar foi o primeiro molar superior.

Mann *et al.* (1985) avaliaram o nível de inserção clínica (NCI) de 385 alunos entre 12 a 16 anos de idade. Foram selecionados 70 alunos (35 com perda e 35 sem perda do NCI) e em todos os participantes foram realizadas radiografias interproximais. Os critérios utilizados para a averiguação da perda óssea radiográfica foram distância JEC-COA >1 mm; espessamento do ligamento periodontal; ausência de lâmina dura. Os resultados demonstraram concordância deficiente entre o diagnóstico clínico e o radiográfico. Os dados indicaram que as

radiografias não são eficazes no diagnóstico de doença periodontal em estágio inicial em adolescentes.

Albandar & Rise (1987) investigaram a importância de possíveis fatores predisponentes da doença periodontal (idade, gênero, nível ósseo inicial, tipo de dente, presença de cálculo, faces proximais, presença de coroas metálicas e/ou restaurações proximais), correlacionando-os com perda óssea alveolar. Esse estudo radiográfico longitudinal teve a duração de dois anos e examinou 1080 radiografias periapicais (2 anteriores e 4 posteriores) de 180 pacientes, com idade que variou de 18 a 68 anos (média de 46,7 anos). Os fatores predisponentes mais importantes foram o nível ósseo inicial e a idade, em ordem decrescente. Não houve diferença entre as superfícies proximais.

Em 1988, Papapanou *et al.* avaliaram, por meio de radiografias o padrão de destruição da doença periodontal em pacientes com idades variando de 25 a 75 anos. Foram radiografados, com série completa, 531 indivíduos avaliando a localização da junção cimento-esmalte em relação à crista óssea alveolar e defeitos angulares. Os autores relataram que 11% apresentavam perda óssea avançada. Dos dentes examinados, 28% não apresentavam perda óssea e 8% apresentavam defeitos ósseos angulares.

Benn (1990) declarou que na presença de perda óssea extensa, o uso de radiografias periapicais ou interproximais verticais é considerado a técnica de eleição, já que propiciam a completa análise do complexo radicular e do nível da crista óssea alveolar.

O estágio inicial da lesão óssea periodontal, principalmente na região posterior, ocorre no osso esponjoso mantendo intactas as corticais ósseas. A identificação radiográfica das lesões ósseas iniciais fica dificultada devido à imagem ser bidimensional e o osso cortical ser mais mineralizado e, conseqüentemente, radiopaco, na imagem radiográfica. Jeffcoat *et al.* (1991) determinaram que há necessidade de ocorrer 30% - 50% de desmineralização para que seja possível a detecção radiográfica do defeito ósseo periodontal.

Os exames clínicos e radiográficos se complementam em função das limitações inerentes a cada método de avaliação. Uma das limitações da imagem radiográfica é o aspecto bidimensional, podendo ocorrer subestimação de defeitos ósseos (AKESSON *et al.*, 1992), além da não detecção de sutis alterações ósseas e também a inexistência da relação entre tecido mole e tecido ósseo. Os autores

mostraram uma subestimação de 9% a 20% das medidas lineares de defeitos ósseos periodontais nas imagens radiográficas periapicais convencionais.

Jenkins *et al.* (1992) realizou um estudo *in vitro* para determinar o efeito da angulação do feixe de raios-X nas imagens radiográficas, e as relativas posições da junção cimento esmalte e crista alveolar. Usando um modelo artificial para representar o relacionamento do dente osso, radiografias foram tiradas de um total de 15 pré-molares extraídos o quais foram divididos dentro de três distintos, grupos estes separados com base no contorno (configuração) de suas junções proximais. As radiografias do dente e osso foram tiradas em 0° e com um alcance de ângulos verticais e horizontais de 5° a 20°. A análise das radiografias revelou que quando se usou a angulação ideal a imagem radiográfica da junção cimento esmalte foi dependente do contorno e não representou sempre o ponto central buco-lingual na proximal. A mudança da angulação horizontal do feixe de raios-X, alterou substancialmente a parte da junção visível no filme independentemente do contorno. A variação do ângulo vertical do feixe de raios-X, teve uma pequena influência na distância entre a imagem radiográfica da junção cimento esmalte e um ponto representativo da crista proximal do osso alveolar.

Na literatura observa-se que não há um parâmetro único que defina radiograficamente, a ausência da normalidade do tecido ósseo. Assim, é possível notar que esse parâmetro foi descrito quando a distância entre JEC e COA foi ≥ 0 mm; $> 1,0$ mm; $> 1,5$ mm > 2 mm ou ainda, $> 3,00$ mm (SHAPIRA *et al.*, 1995).

Nelson & Artun (1997) descreveram a utilização de telas milimetradas posicionadas previamente (metal) ou posteriormente (plástica) à tomada radiográfica. Nessa metodologia, no entanto, poderá ocorrer a sobreposição das linhas da tela sobre as estruturas que representam um dos pontos de referência.

A radiografia periapical é indicada como um meio auxiliar de diagnóstico, fornecendo informações sobre as condições do periodonto e também para o acompanhamento da evolução da lesão periodontal. A radiografia permite ao clínico identificar a extensão da destruição óssea e a presença de fatores locais, aspectos fundamentais na determinação do prognóstico (OLIVEIRA *et al.*, 2000).

Fukuda *et al.* (2006) afirmaram que, embora a radiografia interproximal tenha sido empregada em diversos estudos para cálculo da perda óssea alveolar e forneça menor distorção de imagem, não permite visualização completa do complexo

periodontal. No caso de uma perda óssea severa, a radiografia periapical é a mais adequada para diagnóstico de patologias dessa região.

2.3 Radiografias Digitais e Digitalizadas

Os primeiros sistemas de radiografias digitais aplicados à Odontologia surgiram nos anos 80 com o sistema de Radiovisiografia. Em 1981, a Fuji Photo Company (Tóquio, Japão) lançou no mercado a radiografia computadorizada por meio de placas de fósforo. Seus princípios foram descritos por Sonoda (1983).

Fujita *et al.* (1987) avaliaram a qualidade das imagens radiográficas dentomaxilofaciais (radiografias panorâmicas) com o uso do sistema de processamento de imagem digital. Para o processamento das imagens foram empregadas técnicas especiais e a qualidade das imagens encontradas foi melhor do que as radiografias originais. Os autores concluíram que os diagnósticos radiográficos na região dentomaxilofacial é melhorado por esse sistema.

O sistema digital direto com o uso de sensores apresenta algumas limitações, como o tamanho e a rigidez, a presença do fio conectado ao sensor, pequena área de fóton ativo e baixa latitude. Devido a essas condições, foi desenvolvido o sistema digital direto com Processing and Archive Facilities (PAF) (WENZEL, 1988).

Mouyen *et al.* (1989) estudaram a comparação das propriedades físicas entre filmes intrabucais convencionais e imagens feitas com o sistema de radiografia (RVG). O sistema RVG usa níveis reduzidos de radiação para produzir uma imagem, imediatamente após a exposição. A resolução do RVG é levemente mais baixa do que os filmes, no entanto, a informação radiográfica pode ser aumentada pelo tratamento eletrônico de imagem.

Tyndall *et al.* (1990) relataram que lesões ósseas não podem ser observadas nas radiografias convencionais, a menos que haja comprometimento da cortical óssea. O objetivo desse estudo foi comparar a sensibilidade da subtração digital com a radiografia convencional para detectar mudanças periapicais no osso cortical e osso esponjoso. Para isso utilizaram uma mandíbula seca, removendo uma janela óssea e criando lesões periapicais com brocas de tamanho 2, 4, 6 e 8 no osso esponjoso; as lesões ósseas corticais foram feitas na face óssea contralateral. As imagens radiográficas foram obtidas com filmes intrabucais Ektaspeed Kodak (São

José dos Campos, São Paulo, Brasil) e após serem digitalizadas foram observadas por radiologistas. A subtração digital demonstrou superioridade sobre a radiografia convencional, sendo de alta significância, pois relatos têm demonstrado incapacidade da radiografia convencional detectar perdas ósseas no osso esponjoso e avaliar pequenas mudanças na região periapical.

Em 1990, Dubrez *et al.* estudaram as alterações das bolsas periodontais com imagens digitais pelo método indireto. Pelo método de monitoração da evolução dos sítios de regeneração ou de progressão da doença óssea, foi repetida a análise quantitativa do nível ósseo ou da apreciação quantitativa da densidade óssea. Estudaram os sítios interproximais em bolsas periodontais profundas de 5 mm, mostrando, através de radiografias padronizadas (interproximais), a perda óssea, antes e após 2, 6 e 12 meses do tratamento por instrumentação subgengival. Foram realizadas tomadas radiográficas padronizadas e analisadas posteriormente por um fotodensitômetro. A fim de obter-se análise quantitativa da perda e ganho ósseo, essas radiografias foram, posteriormente, escaneadas. Verificou-se aumento significativo da densidade superficial do osso com o passar do tempo, com alto grau de significância estatística, acompanhado de uma diminuição da profundidade da bolsa mensurada clinicamente.

Hildebolt *et al.* (1990) compararam dois sistemas de imagem digital: o Dispositivo de Carga Acoplado (CCD) e um conversor análogo digital, com câmara de vídeo para avaliar doenças periodontais. As radiografias convencionais foram digitalizadas e avaliadas de acordo com a resolução, o contraste, a distorção e a interferência dadas pelos níveis de cinza. Foi medido e observado o desempenho dos critérios radiométricos e geométricos do sistema digital, havendo uma pequena margem de erros clinicamente aceitáveis em função das pequenas diferenças na altura e densidade óssea. Ambos os sistemas parecem ser satisfatórios para o estudo da extensão das doenças periodontais nas quais são feitas medidas da perda óssea alveolar.

De acordo com os estudos de Verdonshot *et al.* (1991), a perda ou ganho ósseo na mesma região pode ser analisado e quantificado com exatidão, através de qualquer sistema de imagem digital, concluindo ser este um procedimento indispensável em triagens clínicas e estudos longitudinais de casos.

Been (1991) fez considerações sobre as imagens radiográficas computadorizadas, sobre sua importância e o alto grau de automação para obtenção

da mensuração ideal de imagem, tornando-se uma atividade simples, de fácil manipulação e reduzido custo operacional, pois métodos de diagnóstico por imagens convencionais requerem longos períodos de tempo do operador habilitado; portanto, indesejável para a rotina de prática geral ou de pesquisas longitudinais. A análise da imagem automatizada necessita de um computador para obter um modelo das estruturas anatômicas, e suas relações espaciais na imagem. A análise da imagem radiográfica do complexo biológico é difícil, pois ocorrem variações em técnicas consideráveis de filme para filme radiográfico, além de pouco contraste apresentado pelas áreas de interesse.

Wenzel (1991) fez uma revisão da literatura quanto à qualidade das imagens digitais dando ênfase especial ao registro e à manipulação dessas imagens. Segundo a autora, a qualidade da imagem pode ser discutida sob dois aspectos: nitidez e ruído. Nitidez é definida pelo contraste e pelo fog. O contraste se refere à capacidade de a densidade óptica diferenciar as várias estruturas analisadas e o fog refere-se à penumbra no contorno dessas estruturas. Quanto ao ruído, refere-se a todos os fatores que podem interferir no sinal captado, tais como estruturas de fundo ou a receptores manchados ou sujos. Esse trabalho permitiu concluir que a resolução espacial das radiografias digitais é determinada pelo número de pixels por milímetro. Os experimentos laboratoriais demonstraram que uma matriz com resolução de 512 X 512 pixels e 256 tons de cinza é suficiente para o processo de diagnóstico por meio de uma radiografia digital. A intensificação do contraste, a utilização de filtros que realçam os limites das estruturas e diminuem a penumbra, são capazes de melhorar a qualidade da imagem, favorecendo assim o processo de diagnóstico. A autora concluiu também, que o tempo de experiência e treinamento dos manipuladores e observadores das imagens digitais é fundamental para a manutenção da qualidade desses exames.

A sobreposição de imagem na radiografia periapical limita a interpretação, pois estruturas mais radiopacas como raízes e corticais ósseas podem mascarar lesões iniciais. Novos sistemas de imagem digital têm sido desenvolvidos e testados, visando apresentar maior sensibilidade na detecção de defeitos ósseos iniciais (FURKART *et al.*, 1992).

Gröndahl (1992) relatou que a história médica é repleta de tecnologia que desaparece rapidamente, e a sua falta tornou-se evidente pelos benefícios que trouxeram. Muitas tecnologias foram desenvolvidas e poucas aceitas, mas que

deveriam ser avaliadas no futuro. Os sistemas básicos que utilizam filmes servem para detectar, armazenar e apresentar informações. Nos sistemas em que não se usam filmes, estas funções são servidas por três unidades: sensor digital, computador e monitor. Os sistemas digitais eliminaram o processamento na câmara escura, produzindo uma imagem radiográfica de alta qualidade com uma dose de radiação reduzida.

Brägger (1992) relatou que a conversão da radiografia dental para um formato digital permite a aplicação de *software* de processamento de imagem, direcionando melhor percepção da presença, ausência ou mudanças dos processos patológicos. O processamento da imagem digital é uma técnica sensível para avaliar corretamente o resultado do tratamento pelas amostragens dos níveis de cinza, e as mudanças na densidade podem ser enfatizadas.

Hildebolt *et al.* (1992) relataram que existem duas grandes categorias de dados usados na quantificação do osso alveolar na imagem radiográfica digital: o geométrico e o radiométrico. Os dados geométricos incluem medidas de distância entre o dente e a estrutura periodontal achadas na imagem, bem como a mensuração da perda óssea na junção amelocementária em nível da crista óssea alveolar. Os dados radiométricos são derivados dos valores da escala cinza dos pixels e usados para determinar a densidade relativa e as mudanças na densidade do osso alveolar.

A radiografia é um procedimento não invasivo para se comparar a precisão do filme radiográfico odontológico, e visualizar as principais estruturas no diagnóstico de cáries, lesões periapicais e doenças periodontais, requerendo imagens padronizadas. O diagnóstico é melhor realizado utilizando a diferença radiográfica com novo modelo de imagem geométrica, baseando-se na estrutura de 3D, para mostrar o processo de formação radiográfica, e os resultados experimentais mostraram que as medidas em 3D podem ser feitas nas radiografias de uso odontológico (DUNN; VAN DER STELT, 1992).

Com o objetivo de se avaliar radiografias dentais indicando sinais de osteoporose, Law *et al.* (1992) usaram quatro métodos: dimensão fractal, microdensitometria, intensidade do pixel e análise panorâmica da espessura da cortical. A intensidade do pixel foi significativamente mais efetiva do que os outros métodos dentais, distinguindo-se entre as radiografias do grupo osteopático e grupo controle, embora a dimensão tamanho de pixel e a microdensitometria também

fossem métodos efetivos. A intensidade do pixel pode ser usada como um método de avaliação suplementar em adição à história médica e ao exame clínico para detectar a presença de osteoporose.

Há estudos comparativos quanto ao custo dos aparelhos de um sistema de “baixo custo” para digitalizar radiografias de uso odontológico, e avaliar a precisão das imagens de subtração comparada a um sistema industrial, isto é, um sistema fechado, criado especificamente para a aquisição de imagens digitais e radiografias convencionais. As imagens subtraídas de alto e baixo custo revelaram pequenas diferenças na precisão do diagnóstico, e quando comparado à radiografia convencional, a precisão radiográfica da imagem de subtração de baixo custo foi significativa e mais alta para os observadores, demonstrando que existem alternativas de equipamentos de custos relativamente baixos (MÖYSTAD et al. 1992).

Para Brooks & Miles (1993), a imagem radiográfica de um filme convencional pode ser convertida para um sinal digital. A imagem é dividida dentro de uma matriz por pixels em tamanho uniforme. Cada qual é assinalado por uma escala de valores cinza baseado na densidade óptica e este valor é armazenado no computador. O tamanho da matriz e a escala cinza podem ser escolhidos pelo operador, baseados no diagnóstico do trabalho conduzido. O tamanho da matriz e a variação da escala cinza são 256 x 256 ou 512 x 512 pixels ou 256 níveis de cinza. Uma vez a imagem estando no computador, várias operações podem ser feitas dependendo do programa. Uma das operações mais usadas é a comparação de imagens chamadas de subtração digital. O computador pode comparar duas imagens pixel por pixel e mostrar a diferença de densidade na nova imagem.

Em um estudo realizado sobre a radiografia digital utilizando uma placa óptica contendo fósforo foto estimulado, observou-se que a tecnologia de escolha para aquisição de imagem da radiografia clássica é muito promissora. Avaliações de tópicos, como a função dos sistemas autoleitor, a confiabilidade na reprodução da imagem, a quantidade de exposição de radiação e a qualidade física da imagem foram observadas (COWEN et al. 1993).

Farman & Scarfe (1994) relataram que com a introdução de sistemas computadorizados ao lado dos novos aparelhos de radiografia digital direta, a imagem dental é expandida para incluir vídeo e impressão pelo Cad-Cam.

Wenzel & Gröndahl (1995) relataram que a tecnologia vem se desenvolvendo rapidamente. A radiografia odontológica convencional está sendo surpreendida por uma revolução no campo da radiologia digital. Nos últimos anos, a ênfase vem sendo dada à radiografia digital indireta, envolvendo a conversão de um filme radiográfico convencional em uma imagem digital. Este estágio tem sido útil na pesquisa e desenvolvimento da radiografia digital nos diversos setores da odontologia, colocando em evidência as vantagens e desvantagens dos sistemas de obtenção de imagens diretas em relação às indiretas e aos filmes convencionais. Estas imagens podem ser manipuladas, intensificadas, armazenadas e exportadas para informação e outros propósitos, fazendo delas uso em grande potencial, além dos benefícios clínicos diretos e diagnósticos.

Com o sistema da imagem digital introduzida na Odontologia no final dos anos 80, substituindo o filme radiográfico por um sensor e apesar da redução, o paciente continua exposto à radiação. No entanto, o resultado da imagem obtida podia ser mostrado instantaneamente na tela do computador, ser manipulada, armazenada e transmitida (MC DONNELL, 1995).

De acordo com Bourgeois *et al.*, em 1995, a imagem digital é um processo no qual a luz transmitida para uma imagem previamente registrada ou um feixe de raios X é convertido dentro de um sinal eletrônico, primeiro em análogo e na forma digital. A aquisição, armazenamento, recuperação e amostra desta imagem são possíveis e controlados por um computador. A coleta e conversão dos raios X dentro de uma imagem computadorizada são definidas como imagem digital direta. Existem dois tipos de sistemas de imagem digital, o Sens-A-Ray (Regan Medical Systems AB, Sunsvall, Suécia) e a Radiovisiografia ou RVG (Trophy Radiologie, Vincennes, França), unidades usadas para radiografias intrabucais. Similarmente, a conversão de uma imagem registrada previamente dentro da forma digital é chamada imagem digital indireta. Neste processo, a imagem digital pode ser em um ou vários formatos: uma radiografia, uma fotografia em preto e branco de uma radiografia, ou um slide de 35mm. A imagem é, então, escaneada para dentro de um computador, processada e mostrada num monitor. Uma vez a imagem digitalizada, mesmo direta ou indiretamente, pode ser armazenada, manipulada e produzida dentro de um ou de vários meios: disco rígido, CD ROM, dispositivo de carga acoplado (CCD), fotografia ou slide 35 mm. Na Odontologia, a imagem digital indireta é usada em análise cefalométrica. Como resultado, a qualidade completa da imagem digital não

pode ser maior do que aquela fornecida pela radiografia. A vantagem da imagem digital é que ela pode ser manipulada e mostrada diretamente para o observador com a área de interesse particular.

Em 1995, Roorick & Klinge realizaram estudos de um método de processamento da imagem por computador para avaliar o volume ósseo fracional quantitativo em secções de biópsias dos mesmos. O segundo propósito foi aplicar esses método a um estudo experimental para determinar a perda através da medida da área óssea fracional e compará-la com um grupo controle. O método de processamento automático da imagem foi comparado com o método manual e a diferença entre as médias de medidas foi determinada. Concluíram que o método de processamento automático da imagem é um eficiente instrumento para determinar a perda óssea pela medida da área e estimar o volume ósseo fracional em secções microscópicas.

Em um estudo realizado em 1995, Luostarinen *et al.* compararam radiografias convencionais com as placas de imagem (fósforo estimulado) intrabucais para avaliar a capacidade de diagnosticar lesões periapicais. Utilizaram filmes intrabucais Ektaspeed para obter a imagem convencional. As radiografias digitais foram obtidas por placas de imagem lidas pelo sistema Digora. Concluíram que o tamanho do pixel do Digora apresenta resolução espacial suficiente para detecção das lesões periapicais.

Vandré *et al.* (1995) desenvolveram um estudo para avaliar e descrever o funcionamento dos equipamentos de imagens digitais odontológicas que estavam disponíveis no mercado, ou seja, os CCDs e os com placas de fósforo foto-estimuláveis. Os pesquisadores concluíram que ambos os sistemas apresentavam vantagens quando comparados às radiografias convencionais no quesito tempo necessário para observação das imagens. Nos sistemas CCDs (direto), esse tempo era de aproximadamente 0,2 a 5 segundos e com as placas de fósforo (semidireto), de 15 a 30 segundos até serem observadas na tela do monitor, agilizando dessa forma, o tempo necessário para a realização do diagnóstico e a escolha da conduta clínica, bem como para poder mostrar para o paciente a real situação de uma determinada lesão por exemplo. Os autores também chamaram a atenção para o fato de que em ambos os sistemas ocorre uma diminuição do tempo de exposição aos raios X para a obtenção dos exames e, além do mais, dispensam a utilização da câmara escura e de produtos químicos para o processamento das radiografias. Os

autores fizeram, ainda, considerações quanto à utilização de imagem para avaliação da progressão da doença periodontal e do processo de cárie e quanto ao fato de os programas computadorizados para diagnóstico facilitarem a detecção de cáries proximais e de osteoporose. Quanto às desvantagens, os autores consideraram que o reduzido tamanho dos sensores, exceto os da marca Schick (Long Island, New York, EUA) e Soredex, levou, em alguns casos, a um maior número de exposições aos raios X, por parte do paciente. Além disso, a resolução da imagem apresentada pelo filme convencional é muito superior à da imagem sem filme: o sistema sem filme atinge, no máximo, de 7 a 10 pares de linha por milímetro. Por fim, os autores ressaltam a importância da aplicação de programas específicos para a análise das diferentes imagens e fizeram previsões otimistas para o uso desses sistemas na rotina de um consultório.

As medidas de perda óssea alveolar podem ser averiguadas radiograficamente determinando-se pontos de referência anatômicos, biologicamente compatíveis com o estado de normalidade. Entre os pontos de referência empregados estão a distância entre a junção amelocementária e crista óssea alveolar, integridade da crista, ápice radicular, espessamento do espaço periodontal, integridade de lâmina dura e padrão do trabeculado ósseo. Dentre estas, como pode ser observado, a mais frequentemente utilizada é a determinação da distância entre a junção cimento-esmalte e a porção mais coronal da crista óssea alveolar. Entretanto, estas estruturas podem sofrer a influência de diferentes projeções geométricas da imagem radiográfica, dificultando assim a interpretação diagnóstica. Somados a estes, erros de padronização da técnica durante os procedimentos de exposição e processamento contribuem para a adição de ruídos estruturais, denotados por diferenças de contraste, nitidez e densidade radiográfica, prejudicando a análise das imagens. Os métodos de digitalização da imagem radiográfica possuem a capacidade de amenizar estes problemas, quer pela utilização de programas de correção baseados em algoritmos matemáticos, quer pelo favorecimento da visualização de pequenos defeitos ósseos periodontais, imperceptíveis nas radiografias convencionais (SANT'ANA, 1996).

Ferreira (1996) relatou a imagem digital como sendo aquela obtida de duas maneiras: a digitalização direta e a indireta. Na direta, obtemos a imagem capturada diretamente pelos sensores eletrônicos sensíveis à radiação colocados na região a ser estudada; na indireta, a imagem é obtida a partir de radiografias convencionais e

estas são digitalizadas por câmeras de vídeo ou escaner, não dispensando, portanto, o filme radiográfico. A definição de imagem digital é a imagem convertida em sinais digitais, independente do modo como é obtida e estas representam um avanço nos métodos de diagnóstico por imagens.

Ellwood et al. (1997) concluíram um estudo sobre o sistema Digora, que usa placa de imagem para obter a radiografia digital por um processo conhecido como foto estimulação fósforo-luminescente. A cobertura da placa de imagem tem a propriedade similar às placas intensificadoras dos sistemas convencionais, não emitindo toda a energia de radiação captada em forma de luz, que fica guardada dentro da placa. A energia estimulada pode ser liberada por foto estimulação a laser. A placa de imagem pode ser lida quando introduzida na leitora conectada a um computador, onde uma varredura a laser da superfície e da quantidade de luz emitida das diferentes partes da placa de imagem torna-se detectável e o sinal gerado pelo detector converte-se em imagem digital. A placa tem 1,7mm de espessura, a área ativada da placa maior tem 30x40mm, representada por 416 x 560 pixels, promovendo uma resolução espacial de 71 x 71 micrometros. Como cada pixel pode ter 256 tons de cinza (8 bits), trabalhos anteriores têm demonstrado uma resolução limite entre 6,3 e 7,1 pares de linhas/mm. A redução da dosagem de raios X é de 50 a 80% quando comparada ao filme convencional. A maior vantagem está na captura direta de imagem na forma digitalizada, sendo desnecessária a manipulação indireta dos filmes convencionais computadorizados.

Farman *et al.* (1998) estudaram porque as lesões periapicais tornavam-se evidentes radiograficamente quando a cortical óssea é perdida. Esse trabalho comparou a eficácia da imagem digital com a analógica para medida das dimensões mesiodistal e vertical das lesões periapicais em pacientes que requerem cirurgia apical. Examinadores avaliaram as dimensões de 28 lesões com uma régua milimetrada das imagens obtidas dos filmes intrabucais Ektaspeed Plus e o sistema Visualix-2 e concluíram que as imagens obtidas com o Visualix-2 são preferíveis às radiografias convencionais para a medida das dimensões das lesões periapicais.

Coclete (1999) analisou a substituição da densidade óptica pela densidade radiográfica e radiográfica invertida, utilizando tiras de filmes extrabucais XK-1 da Kodak' expostos no sensitômetro MRA e processadas na solução RP X-OMAT da Kodak na processadora automática da Dupont T-4, nas temperaturas de 27°C, 29°C, 31°C e 34°C. Na avaliação da densidade óptica, utilizou-se do fotodensitômetro

MRA e para as densidades radiográficas escanearam as tiras dos filmes com o escaner Scanjet da HP 4C/T e utilizou-se o *software* Digora for Windows 1.51, que forneceu os dados para avaliação da solução processadora quanto ao seu uso e à degradação da mesma em diferentes processamentos. A avaliação da densidade radiográfica e radiográfica invertida mostrou que em todas as temperaturas, os processamentos apresentaram um equilíbrio de resultados, e na análise estatística obtida pela correlação de Pearson, observou-se alta correlação entre a densidade óptica quando comparada com a densidade radiográfica e radiográfica invertida, mais alta nas temperaturas de 31 °C e 34 °C. Verificou que as leituras das tiras densitométricas pelo fotodensitômetro podem ser substituídas pelas leituras digitalizadas, com a obtenção dos dados da densidade radiográfica e radiográfica invertida de forma objetiva, rápida e de comparação direta com bancos de dados em função da facilidade de arquivo informatizado.

Watanabe *et al.* (1999) fizeram considerações sobre o estado da arte da imagem digital em Odontologia. Citaram como vantagens principais das imagens digitais: o armazenamento em disquetes e/ou discos rígidos, a organização na forma de arquivos de fácil acesso no computador, as possibilidades de manipulação e as facilidades de transmissão a qualquer localidade do mundo por meio de modem. Observaram que no filme radiográfico convencional, a qualidade de imagem somente é determinada após o término do processamento químico, ao contrário da imagem digital, que pode ser interativamente manipulada após a aquisição da imagem. Todos os fatores que definem a qualidade da imagem, como contraste, ruído (noise) e resolução, podem ser digitalmente alterados. Segundo os autores, a era da imagem digital na Odontologia veio para ficar, com definitivas vantagens, como a racionalização dos procedimentos radiográficos rotineiros, eliminando o filme e o processamento químico/úmido o que, colabora com a preservação do meio ambiente. Mas, a grande vantagem ainda é atribuída à grande redução da exposição à radiação do paciente, do pessoal auxiliar e dos profissionais sem perda de qualidade de imagem. Citaram ainda a grande capacidade de manipulação da imagem, baseada nos requisitos diagnósticos para cada área, mesmo em imagens sub expostas.

Ao incorporar recursos da computação digital, a Radiologia Odontológica demonstrou uma notável diferenciação e potencializou sua condição de importante recurso auxiliar de diagnóstico. Conseqüentemente, cada vez mais as radiografias

convencionais estão disputando espaço com uma revolução de imagens digitais (TOVO *et al.*, 1999).

Na tentativa de melhorar a imagem radiográfica, várias investigações científicas foram feitas visando garantir que, além das vantagens indiscutíveis quanto à rapidez clínica, padronização, possibilidade de manipulação das imagens e enorme benefício em relação à redução da dose de radiação, as radiografias digitais também possuem uma melhor qualidade quanto ao diagnóstico de lesões cariosas incipientes, lesões endodônticas e, principalmente, lesões ósseas periodontais (TORRIANI *et al.*, 2000).

Tolazzi *et al.* (2000) apresentaram as características básicas, vantagens e desvantagens, métodos de obtenção das imagens e aspectos legais das radiografias digitais utilizadas na Odontologia e que tem como principais objetivos uma melhor qualidade de imagem, maior acurácia de diagnóstico e menor tempo de exposição às radiações ionizantes. O advento dos sistemas digitais representou um grande avanço da Radiologia, talvez o maior desde a descoberta dos raios X em 1895. Todavia, para que esse avanço seja realmente aproveitado, é necessário um controle rigoroso dos fatores responsáveis pela obtenção das imagens, conhecimento e domínio dos princípios básicos de interpretação e um criterioso protocolo para eleger a técnica mais adequada a cada situação.

Pinto & Rubira (2000) abordaram conceitos, sistemas, aplicações, vantagens e desvantagens das radiografias digitais pelos sistemas direto, indireto e semi direto, a fim de possibilitar um melhor entendimento e favorecer uma maior acurácia de diagnóstico por parte dos profissionais Cirurgiões-dentistas. De acordo com os autores, a associação da informática aos princípios básicos da Radiologia revigorou e incorporou novas frentes de trabalho, levando a um crescimento, impulso e novos rumos a essa especialidade odontológica. A reciclagem dos profissionais tornou-se imperiosa as novas tecnologias e aparatos, requerem uma constante atualização do profissional, sempre visando uma melhor qualidade dos exames por imagens e um menor tempo de exposição aos raios X. Entretanto, é necessário lembrar que de nada adianta todos esses avanços tecnológicos, se o profissional não apresentar requisitos básicos para uma correta interpretação radiográfica. É condição indispensável que o profissional tenha domínio dos aspectos radiográficos da anatomia dento-maxilo-facial e as possíveis alterações dentro de uma normalidade para que possa diferenciar dos aspectos patológicos, a fim de estabelecer um

diagnóstico diferencial entre as diferentes lesões ósseas que podem acometer essa região. Outro fator de fundamental importância diz respeito ao domínio de técnicas e um criterioso sistema de eleição para a radiografia mais adequada para cada situação.

De acordo com Pasler & Visser (2001), a Odontologia foi à primeira área da saúde a empregar radiografias digitais, isso em função das dimensões reduzidas dos filmes utilizados. Decorrentes da grande sensibilidade e da larga faixa dinâmica (relação existente entre maior e menor dose de radiação para obtenção de imagem de diagnóstico) dos sensores digitais foi possível reduzir significativamente a quantidade de radiação necessária para obtenção dessas imagens. O processamento digital abre novas e fascinantes possibilidades de pesquisa e aplicação clínica. Um fator importante para que o processo de digitalização não cause prejuízo na qualidade da imagem diz respeito ao tamanho do pixel, que deve sempre ser o menor possível, evitando dessa forma que ele seja percebido unitariamente. Outro fator importante na qualidade da imagem digital está relacionado à quantidade de pares de linha por milímetro (pl/mm). O emprego de filtros de imagens como diminuição do ruído (noise), melhora de nitidez e relevo ou 3D requer um recálculo da seqüência numérica da matriz e geralmente provoca perda de informações. Para obtenção de radiografias padronizadas, porém, adquiridas em tempos diferentes, recomenda-se o emprego de suportes de filmes com bloco de mordida individual. Os autores também aconselham o emprego de diafragmas retangulares durante as tomadas radiográficas, pois desta forma também estará sendo reduzida a dose de radiação sobre o paciente.

O objetivo do estudo de Wolf *et.al.* (2001) foi avaliar a reprodutibilidade e validade de medições lineares de perdas ósseas inter-proximais em defeitos intra-ósseos em imagens radiográficas digitalizadas depois da aplicação de diferentes filtros e ampliações. Imediatamente antes da cirurgia 50 radiografias inter-proximais obtidas por uma técnica estandardizada, em 50 pacientes de 50 dentes exibindo doença periodontal, tendo defeitos intra-ósseos. No momento da cirurgia as distâncias da junção cimento esmalte (CEJ) a crista alveolar e da extensão mais profunda do defeito ósseo foram avaliadas. Todas as radiografias foram digitalizadas por um scanner. Usando um software FRIACOM, a distância linear CEJ para crista alveolar e CEJ para defeito ósseo foram medidos em 50 defeitos intra ósseos utilizando radiografias digitalizadas sem mudanças, e também depois usou dois tipos

diferentes de modelos de processamento (filtros e melhoramento no nível de cinza) com aumento de 7 vezes e 14 vezes e estas foram avaliadas por dois diferentes examinadores. Os autores concluíram que comparando as imagens radiográficas com as reais clínicas, houve uma ampliação nas radiográficas.

Chilvarquer & Mansini (2002) sugeriram que desde que a primeira radiografia odontológica foi realizada, em 1895, o exame radiográfico se tornou essencial para o diagnóstico e plano de tratamento nos consultórios dentários. Embora os filmes tenham tido sua sensibilidade aumentada em alto grau, ainda apresenta duas grandes desvantagens que são a alta dose de radiação e a necessidade do processamento químico. Essas desvantagens deixaram de existir com a chegada das radiografias digitais, pois as mesmas necessitam muito menos radiação do que as radiografias realizadas com filmes convencionais. Enquanto a exposição de um filme convencional do grupo E requer de 30 a 60 impulsos, o detector digital requer apenas de 3 a 5 impulsos, isso utilizando um aparelho radiográfico digital. Os autores também chamaram a atenção quanto à necessidade de completo entendimento anatômico tridimensional e suas relações com estruturas anatômicas envolvidas, quando se vai realizar um diagnóstico e um plano de tratamento e que tradicionalmente, os cirurgiões-dentistas utilizam imagens radiográficas bidimensionais e confiam na subjetividade para imaginar as relações anatômicas em três dimensões.

O estudo realizado por Kim & Eickholz (2002), teve como objetivo comparar dois diferentes sistemas de análise assistida por computador com respeito à medição de osso perdido interproximal em radiografias. Em quatorze pacientes com doença periodontal não tratada avançada, noventa radiografias standardizadas foram tiradas pré-cirúrgico e no acompanhamento pós-operatório. Durante a cirurgia periodontal de 30 defeitos ósseos verticais e 28 locais adjacentes, a distância da junção cimento esmalte a crista alveolar e da junção cimento esmalte ao fundo do defeito ósseo foram medidas. Em todas as radiografias, distância linear da junção cimento esmalte a crista alveolar e da junção cimento esmalte ao fundo do defeito ósseo foram avaliadas por dois instrumentos de análise assistida por computador: Linear measurement (LMSRT) e FRIACOM (FRIADENT, Mannheim, Germany). Uma comparação entre as avaliações radiográficas e cirúrgicas foi realizada usando o teste t parido. Com respeito à distância linear da junção cimento esmalte ao fundo do defeito ósseo, o estudo falhou para detectar diferenças estatísticas entre as

técnicas assistidas por computador e medições intra-cirúrgicas. Em termos de distâncias da junção cimento esmalte ao fundo do defeito ósseo e da junção cimento esmalte a crista alveolar, a correlação entre ambos os métodos assistidos por computador foi excelente, e não houve nenhuma diferença estatisticamente significativa detectável entre LMRST e FRIACOM; em ambas as distâncias. Com relação à distância da junção cimento esmalte a crista alveolar, ambas as técnicas sobre estimaram a perda óssea interproximal quando comparadas com medições cirúrgicas. A quantidade de sobre estimação interproximal de osso perdido não difere em ambas as técnicas assistidas por computador. Em ambas as medições, LMSRT e FRIACOIM mostraram excelente coeficiente de reprodutibilidade de variação que variou entre 3,8% e 4,5% (CEJ-BD) e entre 5,7% e 6,6% (CEJ-AC). Não existiu diferença estatisticamente significativa entre a reprodutibilidade de ambas as técnicas assistidas por computador.

Paula (2002) relatou que a Radiologia Odontológica tem procurado aliar as novas tecnologias oferecidas pela ciência à sua prática. É o caso da radiografia digital, um sistema que, utilizando recursos da informática, permite que uma imagem radiográfica seja observada na tela do computador em poucos segundos. Este sistema elimina a fase de processamento químico (revelação, fixação, banho intermediário, secagem e banho final) e requer uma pequena dose de radiação para obtenção da imagem, possibilitando dessa forma uma maior proteção do paciente e do operador. Contudo, este é um sistema de custo elevado, o que dificulta a sua aquisição por grande parte dos odontólogos, que continuam, assim, utilizando as radiografias convencionais.

Berkhout *et al.* (2002) enviaram, por e-mail, um questionário para verificarem a opinião dos profissionais quanto às vantagens e desvantagens, características e modelo do sistema digital empregado, em quais condições esses profissionais faziam uso desses sistemas, grau de dificuldade e/ou facilidade no emprego de sistemas digitais, qual a faixa etária desses profissionais e se utilizavam radiografias digitais e/ou convencionais. Dos 578 questionários enviados, 424 foram respondidos e os resultados encontrados foram 18% utilizam radiografias convencionais; 55% empregam placas de fósforo e 27% os CCDs. Emprego de radiografias digitais quanto à faixa etária: 14% entre 25 e 34 anos; 33% entre 35 e 44; 37% entre 45 e 54; e 16% entre 55 e 64 anos. Motivos pelos quais não utilizam sistemas digitais: 50% devido ao alto custo; 13% por não acreditarem nos seus benefícios; 12%

porque acham que a imagem é pobre em qualidade; 4% por acreditarem ser muito complexa a sua utilização; 16% por outras razões; e 5% porque pretendem adquirir futuramente. Grau de dificuldade e/ou facilidade para o emprego dos sistemas digitais: os profissionais responderam ser bastante fáceis preparar os sensores para sua utilização, bem como o seu escaneamento ou processamento, manutenção do sistema e arquivamento das imagens; quanto ao posicionamento nas regiões de molares e pré-molares, os cirurgiões-dentistas acharam fácil, assim como para a realização do diagnóstico; e quanto à utilização em crianças, os profissionais não observaram diferença entre os sistemas digitais ou filmes convencionais. Quanto ao tamanho dos sensores ou filmes: 35% utilizam películas de fósforo de um único tamanho e 65% usam sensores de diferentes tamanhos; 80% usam somente um tamanho de sensor CCD e apenas 20% utilizam outros tamanhos; e 50% usam filmes convencionais de um único tamanho e 50% variam o tamanho do filme de acordo com a necessidade. Frequência de acerto da tomada radiográfica quanto à área de interesse: 50% sempre acertam com películas de fósforo, 48% quando usam CCD e 38% quando usam filmes convencionais, 30% disseram acertar muitas vezes quando utilizam qualquer um dos sensores digitais ou filmes convencionais, 10% responderam que acertam às vezes quando empregam sistemas digitais ou filmes; e 20% responderam que nunca acertam com filmes convencionais e 10% com nenhum dos sensores.

Para Whaites (2003), a radiografia digital é um método de diagnóstico bastante promissor, embora leve algum tempo até sua utilização rotineira se tornar realidade. Durante a obtenção das radiografias convencionais, três variáveis são básicas: precisão geométrica, fatores de exposição e processamento químico. Neste trabalho foram realizadas 58 radiografias digitais sendo que dois desses princípios podem ser eliminados, o processamento químico e fatores relacionados ao tempo de exposição aos raios X, contudo, a precisão geométrica deve ser mantida, ou seja, os cuidados técnicos durante as tomadas radiográficas devem ser respeitados.

Zamperini *et al.*, em 2005, avaliaram imagens radiográficas digitalizadas sob diferentes níveis de compressão, comparando luz artificial ausente e luz fluorescente acesa. Foram digitalizadas 49 radiografias armazenadas com o mínimo de compressão usando Adobe Photoshop e salvas no formato JPEG representando as imagens originais. Essas foram comprimidas usando 3 níveis de compressão e analisadas por 2 observadores, utilizando um monitor num programa elaborado na

linguagem de desenvolvimento Visual Basic 6.0 SP4 (Microsoft, Washington, EUA), que permite ajuste de contraste, brilho e gama. Classificaram a presença ou ausência da lesão de furca. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa nas avaliações intra e inter-examinadores, mesmo nas diferentes compressões e quando observados sob as duas condições de luz.

Oliveira & Tosoni, em 2006, realizaram um trabalho com o objetivo de comparar a densidade mineral óssea nas radiografias convencionais e digitais e também verificar se a resolução da imagem e compactação do tamanho do arquivo alteram os resultados da densitometria. Foram realizadas 20 radiografias periapicais em mandíbulas maceradas utilizando-se uma escala de alumínio em todas as exposições. Após o processamento cada radiografia foi digitalizada com as resoluções de 600 a 2400 dpi e arquivada em TIFF e JPEG. Foram selecionadas áreas para análise. As mesmas eram digitalizadas para a leitura com fotodensitômetro. Os autores concluíram que não há diferença na densidade mineral óssea medida nas imagens convencionais e nas digitalizadas. A resolução e compactação da imagem não alteram os resultados de densitometria.

Hellen-Halme *et al.* (2007) conduziram um estudo de campo para examinar o desempenho da radiografia digital e como esta foi utilizada por cirurgiões-dentistas. Dezenove profissionais foram visitados em suas clínicas. A luz de ambiente (luminescência) foi medida nas salas onde os monitores foram colocados. Os diferentes parâmetros técnicos da exposição foram anotados. As imagens do teste e dois espectros – um espectro de baixo-contraste e um espectro de resolução de linha-par – foram utilizados para avaliar o sistema digital. A média de luminescência no quarto de operação era de 668 lux (escala de 190-1250 lux). Em radiografias de espectro de baixo-contraste tomadas na clínica, a habilidade de observação de furos foi diminuída quando a luminescência aumentava. Em média, a porcentagem de luz inicialmente ajustada no monitor teve de ser diminuída em 17% e o contraste em 10% para melhorar a exposição das imagens teste. Os odontólogos generalistas utilizaram programas aperfeiçoados, mais frequentemente para alterar o brilho e o contraste e para obter subjetivamente a melhor imagem. Grandes diferenças entre as clínicas foram notadas. O conhecimento de como manipular o equipamento digital na prática odontológica deve ser melhorado. Um monitor calibrado de boa qualidade deveria também ter prioridade, como deveria existir condições de luz ambiente

apropriadas. Existe necessidade em se desenvolver controles de qualidade estandardizados para as radiografias dentárias digitais.

Soares et al. em 2008 realizaram estudo para avaliar a capacidade dos especialistas em Radiologia Odontológica para detectar manipulações eletrônicas em imagens radiográficas digitais, avaliar o conhecimento sobre certificação digital e seus aspectos legais. Foram utilizadas 15 radiografias, sendo 10 digitalizadas e cinco digitais. Manipulações digitais foram realizadas em 12 imagens, para isso foi utilizado o programa gráfico Adobe Photoshop versão 7.0. Posteriormente, as imagens foram apresentadas para 20 examinadores, todos especialistas em Radiologia Odontológica. Foi utilizado um questionário para coleta dos dados referente às manipulações das imagens e outro para avaliar o conhecimento dos profissionais sobre certificação digital. Os autores concluíram que é possível manipular imagens radiográficas digitais e digitalizadas sem que os especialistas em Radiologia Odontológica detectem alterações e que eles tem pouco conhecimento sobre certificação digital, seus aspectos legais e sua segurança.

2.4 Sistemas de imagem digital direta

O desenvolvimento de sensores (CCD), semelhantes aos das câmeras de vídeo, foram reduzidos e posicionados na cavidade oral, para que expostos à radiação X transmitissem a imagem a um sistema e a tela do computador. Em 1986, um sistema de formação radiográfica intraoral, Radio Visio Graphy (Trophy, Paris, França) foi introduzido no mercado internacional, seguido de outros fabricantes, como a Fiad sistema Sens-A-Ray (Vancouver Canadá) e o Gendex Visualix (Washington DC. USA). (VAN LUIJK; SANDERINK, 1986).

Wenzel & Gröndahl (1995) relataram as propriedades físicas dos equipamentos digitais até então disponíveis no mercado. De acordo com os autores, o sistema Digora utilizava um princípio diferente para aquisição da imagem, princípio esse em que a imagem radiográfica era capturada por meio de uma placa de fósforo fotoestimulável. Essa placa é semelhante à placa intensificadora utilizada para filmes radiográficos convencionais extrabucais, onde partículas de fósforo ficam embutidas em polímeros que recobrem a base de poliéster. A placa intensificadora convencional, imediatamente converte a energia recebida pelo fósforo em luz visível,

que por sua vez forma a imagem latente no filme radiográfico convencional. No sistema digital Digora, na placa de fósforo, ocorre um fenômeno físico, chamado fotoestimulação luminescente, que é a forma pela qual a energia dos raios X fica armazenada na placa. Portanto, a imagem é formada na própria placa e não no filme radiográfico como ocorre nos sistemas convencionais. E ainda, como essas placas são reutilizadas, é necessário que imagens latentes residuais sejam removidas e para que isso ocorra, a placa deve ser exposta à luz ambiente ou à de um negatoscópio. O tempo de vida útil dessas placas depende da degradação mecânica e não do número de exposição ao qual foi submetida.

Gröndahl *et al.* (1996) publicaram um estudo comparando o sistema digital Digora (placa de fósforo), o sistema digital com CCD e com filmes convencionais. Os autores alertaram quanto às desvantagens do tamanho reduzido dos sensores, do incômodo da utilização de cabos conectores entre os sensores e o computador e da pequena escala dinâmica de exposição aos raios X para a formação de imagens de boa qualidade. O sistema Digora possui um pixel de 71 X 71 milimicra de tamanho, proporcionando uma resolução espacial de 6 (seis) pares de linha por mm e cada pixel; pode conter até 256 tons de cinza, do preto (valor zero) até o branco (valor 255). Apresenta, entre outros recursos de manipulação de imagens, a possibilidade de se alterar o brilho e o contraste, intensificação, inversão de tons de cinza, a realização de medidas lineares e angulares e reconhecimento da distribuição dos níveis de cinza por meio de um histograma, que por sua vez é demonstrado numérica e graficamente. Os autores concluíram que o sistema Digora, com películas de fósforo, apresentam graficamente uma resolução espacial menor que as imagens dos sistemas CCD e dos filmes convencionais, entretanto, a qualidade da imagem é superior, talvez devido à ampla escala dinâmica desse sistema.

Huang (1996) explicou o princípio da placa de fósforo luminescente estimulada a *laser*, princípio utilizado no sistema DIGORA (Soredex, Orion Corporation, Finlândia). Este sistema de imagem, obtido por meio de uma placa óptica, chamado de radiografia computadorizada, consiste de dois componentes: a placa de imagens e o mecanismo de escaneamento desta placa. A placa de imagem apresenta um suporte revestido com uma camada de fósforo fotoestimulável. Em relação às dimensões físicas, é similar ao filme da radiografia convencional. Após a exposição aos raios X, o cristal de fósforo fotoestimulável é capaz de armazenar uma parte da energia dos raios X. A estimulação da placa por um feixe de *laser* com

um comprimento de onda de 633nm induz a emissão da radiação luminescente, cuja quantidade está em função da energia dos raios X recebida. A radiação luminosa originada pelo escaneamento a *laser* é convertida em sinais elétricos. Estes sinais são enviados para um conversor analógico-digital (A/D) e se transforma em sinais digitais. Estes dados são enviados para o computador, que processa e armazena a imagem. A placa de imagem é, então, apagada, para ser reutilizada. Desta forma, imagens diagnósticas aceitáveis podem ser produzidas a partir de exposições consideradas inadequadas para radiografias convencionais. Os autores concluíram que esta característica é importante para unidades de terapia intensiva e salas de emergência, devido à dificuldade de se obter radiografias de exposição adequadas nestes ambientes; ampla latitude na imagem digital, permitindo uma excelente visualização dos detalhes nos tecidos moles e ósseo; redução no tempo de exposição do paciente; possibilidade de eliminar a repetição de exames devido a erros de exposição, especialmente para as unidades radiográficas portáteis.

Em 1994, a Orion Corporation Soredex (Finlândia) lançou comercialmente o Digora, que é um sistema de escaneamento e arquivamento de radiografias intrabucais. O sistema Digora utiliza um scanner de mesmo nome, para ler radiografias a partir de placas de imagens reutilizáveis, criando um prontuário radiográfico eletrônico que é armazenado no computador. O Digora apresenta as seguintes vantagens em relação aos sistemas tradicionais de radiografias: 1. Diminui o tempo requerido para obtenção da imagem, visto que a leitura da mesma envolve menos de meio minuto; 2. Não requer processamento de filme; 3. A percentagem de imagens bem sucedidas é alta; 4. Economiza tempo e esforço com o arquivamento e disponibilidade das imagens; 5. Pode-se trabalhar a imagem aperfeiçoando-a por ajustes de brilho e contraste, bem como por vários outros tipos de comandos de aprimoramento (magnificar, girar, imagem em negativo, imagem em 3D, etc.); 6. Pode-se fazer cópias em papel se uma impressora estiver conectada ao sistema; 7. Permite reduzir a dose de exposição aos raios X, pois as placas de imagem são muito mais sensíveis do que os filmes radiográficos, isto significa que a dose do paciente pode ser até 80% menor que a requerida por um filme convencional; 8. A alta taxa de sucesso nas imagens obtidas reduz a necessidade de expor novamente o paciente à radiação; 9. Um controle de exposição automático assegura uma faixa de alcance dinâmico (tons de cinza) diminuindo substancialmente casos de sub e sobre-exposição; 10. Não há necessidade de se substituir o aparelho de raios X do

consultório, somente fazer os ajustes necessários na calibração do scanner Digora; 11. Os custos operacionais do Digora são baixos, pois as placas de imagem apresentam preços atrativos e são reutilizáveis; 12. Não requer câmara escura, equipamentos e produtos químicos para o processamento das imagens; 13. O Digora é fácil de aprender e manipular (PUPPIN, 2000).

Araki *et al.* (2000) pesquisam propriedades sensitométricas e a resolução de quatro sistemas de radiografia digital intrabucal, utilizadas no Japão. Três destes sistemas, a saber: o RVG-4 (Trophy Radiologic, Paris, França), o CDR (Schick Technologies Inc, Long Island, NY, USA) e o Dixel (Morita, Kioto, Japão) os três do tipo CCD (charge-coupled device); e o Digora (Soredex-Orion, Helsinque, Finlândia). Os autores concluíram que o sistema RVG-4 apresenta a menor latitude e exposição e o Digora, a mais ampla. A melhor resolução dos quatro sistemas é do sistema RVG-4 e a menor, do Digora.

Borg *et al.* (2000) compararam dois sistemas de imagem digital à base de placas de fósforo, o Digora e o DenOptix (USA), no que concerne às suas características físicas fundamentais. Quando os dois sistemas são comparados, em baixas exposições, utilizando suas respectivas regulagens indicadas como padrão, o desempenho do DenOptix é melhor que o Digora. O DenOptix apresenta uma melhor dose-resposta, um maior índice de contraste e uma maior taxa de função de transferência de modulação (descrição matemática da habilidade de um sistema de imagem de reproduzir as freqüências espaciais em um objeto, bem como uma medida geral do contraste, nitidez e resolução), mas também apresenta um ruído maior. Embora tenha produzido maior contraste de imagens em doses menores, isto produz uma distorção na relação quantitativa. Tais distorções podem acarretar sobre ou sub-diagnósticos em uma situação clínica. O sistema Digora produz resultados semelhantes aos apresentados pelo DenOptix, só que com maiores doses de radiação. Melhoras no desempenho do Digora, em baixas doses de radiação, podem ser obtidas pela aplicação de realce nos níveis de cinza por meio do uso do programa de processamento da mesma.

O Digora é um sistema digital de armazenamento de fósforo que possui um tamanho de placa óptica similar ao do filme radiográfico convencional, sendo de fundamental importância para especialidades como Cirurgia, Radiologia e Periodontia, nas quais a exibição da imagem, abrangendo uma área maior, se faz necessária. Essas placas ópticas podem ser colocadas em qualquer região da boca,

permitindo, até, o uso de suporte posicionador. No Digora, o tempo de leitura é de 25 segundos, portanto, há um fornecimento de imagem muito mais rápido e econômico, pois são dispensados a câmara escura, tanques e soluções. Comparativamente aos filmes convencionais, os sistemas digitais apresentam maior sensibilidade aos raios X, chegando a uma redução da dose de exposição de 50% ou mais, dependendo da área a ser radiografada (OLIVEIRA *et al.*, 2000).

Boscolo *et al.* (2001) avaliaram a sensibilidade e a latitude de 3 sistemas digitais diretos, Sens-A-Ray, Schick e Digora, de um sistema digitalizado e um sistema convencional, com variação na voltagem e no tempo de exposição. Seis examinadores analisaram 525 imagens utilizando uma escala de confiança de 5 pontos. Os resultados mostraram que o Digora apresenta uma ampla latitude, seguido em ordem decrescente pelos sistemas digitalizado, convencional, Schick e Sens-A-Ray. Quanto à qualidade da imagem (escores 3 e 4) em ordem decrescente foi: Digora, filme digitalizado, filme grupo E, Schick e Sens-A-Ray que estão relacionados à maior sensibilidade e menor latitude. Em relação às doses de radiação, o sistema Schick apresentou a melhor qualidade de imagem com doses menores, seguido pelo Digora.

Wolf *et al.* (2001) avaliaram a credibilidade do método digital em mensurar linearmente a perda óssea interproximal de defeitos ósseos com aplicação de diferentes filtros. Os autores radiografaram 50 pacientes com doença periodontal e defeitos infra-ósseos de duas ou três paredes e digitalizaram as imagens com scanner. Para a mensuração das imagens foi usado o programa Friacom (Germany). Foram mensurados os defeitos antes e depois de processar e aumentar as imagens. As imagens foram comparadas com as medidas reais obtidas durante o ato cirúrgico. Concluíram que as imagens radiográficas digitalizadas e manipuladas falharam na reprodução exata das mensurações, quando comparadas as não manipuladas. E todas as radiografias digitalizadas se aproximaram muito da condição transcirúrgica padronizada, embora as radiografias mensuradas tendessem a superestimar a quantidade de osso calculada no transoperatório. Isso indicou que, após a digitalização, as imagens radiográficas podiam ser usadas no diagnóstico periodontal.

Salzedas *et al.* (2002) apresentaram um estudo que teve por objetivo avaliar comparativamente dois diferentes sistemas radiográficos, o convencional com filme radiográfico (ultra-speed Agfa-Dentus M2) e o sistema digital Digora (com placas

ópticas) por meio da performance de observadores na detecção e quantificação de defeitos ósseos simulados na região de furca de dentes birradiculares em hemimandíbulas de suínos jovens. Foram criados 31 defeitos de furca com profundidade crescente numa seqüência de remoção óssea, tendo sido executadas tomadas radiográficas convencionais e digitais a cada passo. Depois de obtidas as imagens radiográficas, estas foram dispostas em seqüências diferentes e a cada um dos quatro examinadores foi solicitado que colocasse em seqüência, da menor para a maior perda óssea, utilizando para análise o sistema convencional, o sistema digital Digora sem manipulação de imagens e, posteriormente, empregando ambos. Os dados coletados foram submetidos à análise de variância, não tendo sido encontrada diferença estatística significativa entre os métodos ($p > 0,05$). Baseado nesses dados, concluiu-se que os métodos radiográficos convencionais e digitais não demonstraram diferenças na efetividade da quantificação dos defeitos ósseos simulados na região de furca.

Segundo Girondi (2006) o desenvolvimento tecnológico busca fatores que possibilitem uma menor exposição do paciente e profissional aos raios ionizantes, maior agilidade no atendimento ao paciente e maior auxílio no desenvolvimento do diagnóstico final. Assim, a associação entre informática e radiologia básica, traduzidas como radiologia digital, fez-se conseguir os fatores buscados. Uma ferramenta dos sistemas digitais é a calibração prévia às medidas. Com essas observações o autor avaliou as ferramentas de medidas de três sistemas de radiografias digitais, objetivando validar e comprovar sua eficácia nas metodologias dos trabalhos presentes. Para tanto utilizou 20 dentes humanos secos providos do Banco de Dentes Permanentes da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, os quais foram radiografados com o auxílio de três sistemas de radiografia digital, direto e semidireto (Digora, RVG Trophy e Visualix). O padrão ouro das medidas dos dentes foi a verificação das dimensões dos dentes por meio de um paquímetro digital e posteriormente comparados os seus padrões de medidas com os softwares dos respectivos sistema. Os resultados foram analisados estatisticamente pela ANOVA (métodos de Tukey e Dunnett), chegando às seguintes conclusões: existe diferença significativa entre os aparelhos $p < 0,001$; a média das medidas obtidas houve diferença significativa ($p < 0,001$). Com o aparelho Digora a diferença foi menor que as médias obtidas com os aparelhos das marcas Visualix e RVG; considerando-se o padrão A e o padrão B de calibragem baseados

em variação dos níveis de cinza, não existindo diferença estatística significativa entre os avaliadores; considerando-se a calibragem sem padrão, um dos avaliadores obteve média mais elevada que os demais avaliadores no caso das medidas realizadas com o aparelho Digora, porém esse fato não se repetiu quando da utilização dos outros aparelhos; comparando-se as medidas de referência (paquímetro) observou-se que mais uma vez o aparelho Digora (padrão A, padrão B e sem padrão) apresentou diferença significativa; os aparelhos das marcas Visualix e RVG não mostraram diferenças significativas quando comparados com o valor de referência.

O estudo realizado por Gomes-Filho *et al.* (2007), teve o objetivo de descrever características da radiografia digital de diferentes tipos de defeitos ósseos periodontais produzidos artificialmente em 14 mandíbulas secas. As fotos digitais e as radiografias convencionais de cada lado foram obtidas numa alta resolução, antes e depois da confecção dos defeitos. As radiografias foram digitalizadas e mostradas na tela do monitor para 3 examinadores. A maioria dos defeitos ósseos apresentados diferiu das características da imagem. Os defeitos que foram facilmente interpretados eram horizontais e verticais, e os mais difíceis eram defeitos no septo radicular. Os autores concluíram que é de suma importância o diagnóstico dos tipos de defeito ósseo pelas imagens para um correto planejamento, porém, o diagnóstico dos tipos de defeitos ósseos periodontais são extremamente difíceis de serem feitos e o uso da imagem digitalizada com auxílio das ferramentas facilita este diagnóstico.

3 OBJETIVOS

Este trabalho se propõe a avaliar as imagens radiográficas obtidas pela técnica periapical do paralelismo e observada no programa Digora for Windows 2.5.1 no intuito de:

- Comparar o exame clínico com o radiográfico quanto as medidas das reabsorções ósseas alveolares das áreas de pré-molares e molares inferiores do exame clínico com o radiográfico;
- Analisar comparativamente as medições obtidas no programa de imagem dos modos padrão, 3D e negativa;
- Avaliar as variações da incidência do feixe central de raios X na técnica radiográfica periapical do paralelismo.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

Foram usados os materiais abaixo:

- Aparelho de raios X Marca Dabi-Atlante modelo Spectro 70 X, Classe I, Tipo B, corrente tubo 8 mA, voltagem tubo 70 kVp com número de série 000146;
- Computador – Pentium III, 600 MHz;
- Posicionadores de radiografias para radiografias intraorais periapicais na técnica do paralelismo RINN da XCP® INSTRUMENTS DENTISPLY;
- Digora FMX (Soredex Orion Corporation, Helsink, Finlândia), com software 2.5;
- Resina Acrílica Autopolimerizável pó e líquido da marca Vip Flash, VIP Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos;
- Vaselina sólida da marca CHEMCO;
- Sonda milimetrada da marca Hu-friedy;
- Câmera fotográfica digital Cannon Rebel EOS 310D com flash circular da mesma marca;
- Transferidor marca Polibras;
- Caneta hidrográfica Neo-Pen Compactor.

4.2 Método

Dentre os pacientes que se apresentaram para triagem na Clínica de Periodontia da Faculdade de Odontologia Prof. Albino Coimbra Filho da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, foram selecionados 13 pacientes que clínica ou radiograficamente sugeriram a presença de doença periodontal. Estes pacientes deveram ter no mínimo de primeiro molar a primeiro pré-molar inferior de um ou ambos os lados. A área examinada foi de distal do segundo pré-molar à mesial de primeiro molar nos lados que possuíssem estes dentes, sendo que nestes

13 pacientes foram selecionadas 15 áreas. Cada paciente concordou com a realização dos atos da pesquisa assinando o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido em anexo.

Para confecção das radiografias digitais foram usados posicionadores RINN (Dentisply) específicos (Fig. 1 e 2) para tomadas radiográficas na técnica do paralelismo.



Figura 1 - Posicionadores de radiografias RINN.

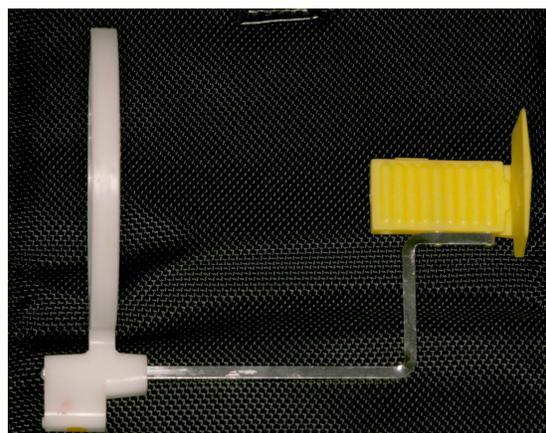


Figura 2 – Posicionador montado para tomadas radiográficas da região de molares e pré-molares, mostrando o paralelismo do local do dente com o filme e o direcionamento perpendicular a ambos do feixe central de raios X.

Em cada área foi confeccionado um posicionador com resina autopolimerizável (Fig.3) sendo os dentes superiores e inferiores vaselinados para que não houvesse retenção do material.



Figura 3 - Posicionador de resina sendo confeccionado para obter a forma da superfície oclusal dos dentes.

Com a resina interposta entre os dentes de ambas as arcadas, foi inserido o posicionador de radiografias na posição (Fig.4) que seria posteriormente colocado para a confecção das radiografias e com a resina na fase borrachóide o paciente realizou a oclusão dos dentes sobre a resina e o posicionador interposto, dando uma referência fixa (Fig.7) tanto pelos pontos demarcados pelas oclusais dos dentes na resina quanto pela marca da haste do posicionador.

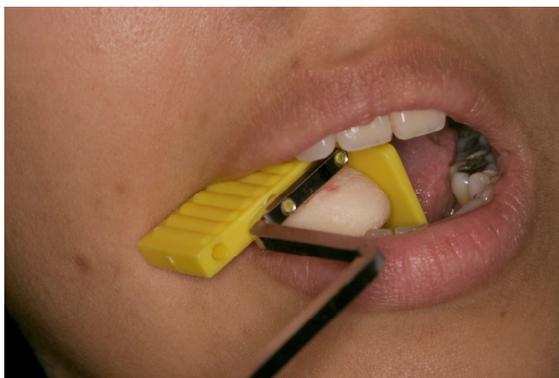


Figura 4 - Registro sendo realizado dos posicionadores de radiografia e resina em oclusão, para manter o paralelismo dente/filme e distância foco/filme.

Esta haste apresenta em sua superfície de oclusão ranhuras, o que facilita seu posicionamento. Após obter as marcas o posicionador foi retirado e aguardado sua polimerização final tendo então uma referência fixa para as tomadas radiográficas.

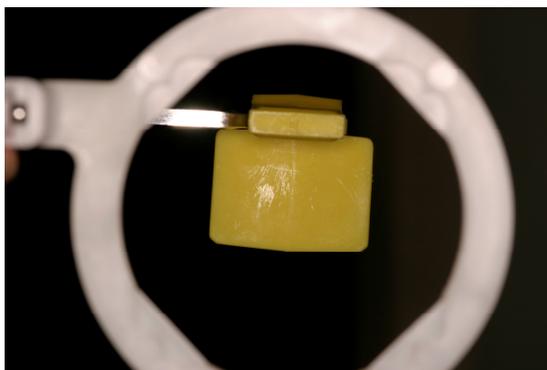


Figura 5 - Vista frontal da direção da incidência dos raios X para obtenção da tomada radiográfica.



Figura 6 - Paciente posicionado para a tomada radiográfica.

Foram feitas tomadas radiográficas com as placas de fósforo (Fig.8) posicionadas no posicionador RINN tendo como variação de ângulos verticais entre -10°, 0°, +10° e horizontais em 10° à direita, 0°, e 10° graus à esquerda.

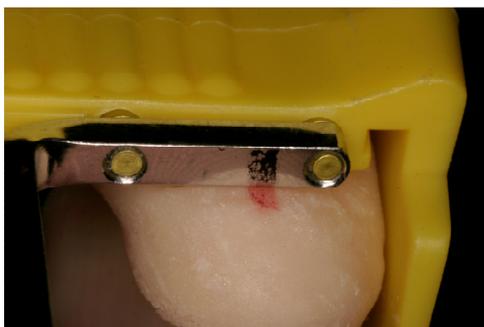


Figura 7 - Marcas de caneta hidrográfica no posicionador de resina e na haste do RINN com referência fixa.

Para a realização destas tomadas o paciente foi colocado na cadeira odontológica e com os posicionadores ajustados (Fig.6) foram realizadas duas marcas com caneta hidrográfica, uma na haste do RINN e outra no posicionador para que houvesse uma padronização da posição dos instrumentos de orientação.



Figura 8 - Placas de fósforo foto estimulável e invólucro opaco a luz clara e impermeável (Digora DFW).

As variações dos ângulos verticais foram obtidas no sentido vertical pelas marcações existentes de fábrica no goniômetro da junção da haste do aparelho com o cabeçote (Fig. 9 a 13).

Para as variações dos ângulos horizontais foi realizada uma marca inicial na porção giratória da haste com um transferidor .



Figura 9 - Aparelho Spectro 70, de frente.



Figura 10 – Aparelho Spectro 70, de trás.

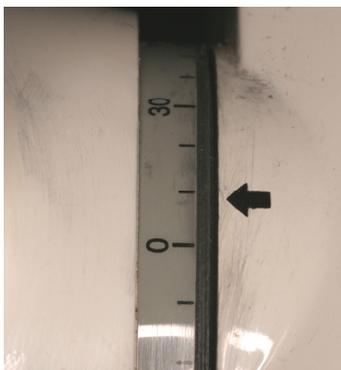


Figura 11 - Marca no goniômetro para o ângulo vertical de +10 graus.

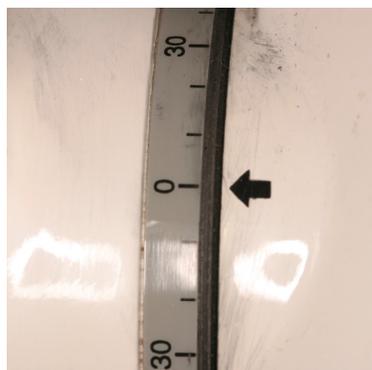


Figura 12 - Marca no goniômetro para o ângulo vertical de 0 grau.

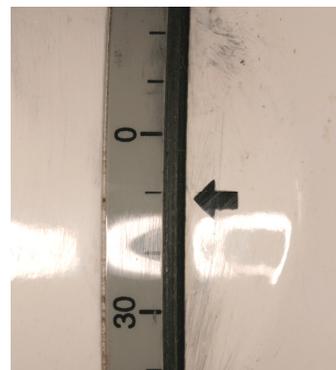


Figura 13 - Marca no goniômetro para o ângulo vertical de -10 graus.



Figura 14 - Marcação inicial na haste giratória.

Esta primeira marcação foi realizada com o cilindro do aparelho orientado em 0 grau (Fig. 14).

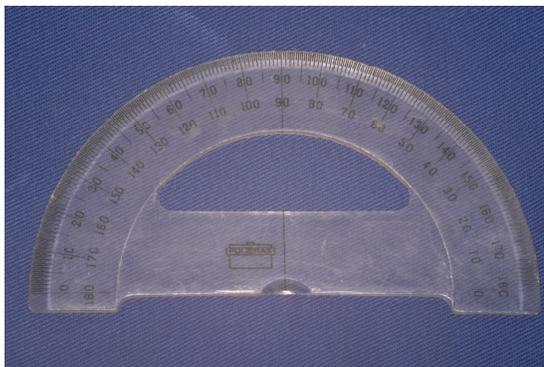


Figura 15 - Transferidor usado com referencial para variações nos ângulos horizontais.

Fixada esta medida com o auxílio de um transferidor foram feitas duas marcas que correspondiam a 10 graus à direita e 10 à esquerda (Fig. 16 e 17).



Figura 16 - Variação do ângulo horizontal à esquerda (10°).



Figura 17 - Variação do ângulo horizontal à direita (10°).

Com o posicionador de resina em posição assim como o posicionador RINN, foram feitas marcas nos dois objetos, tanto a haste fixa como a móvel, para que sempre fossem colocados na mesma posição, não variando assim a fidelidade dos posicionadores.



Figura 18 - Marcações nas hastes fixa



Figura 19 - Marcações nas hastes fixa

e móvel (zero grau).



Figura 20 - Marcações nas hastes fixa e móvel (dez graus à direita).

e móvel (dez graus à esquerda).



Figura 21 - Leitor a laser de placa de fósforo fotoativado Digora (Soredex).

As tomadas seguintes seguiram estas orientações demarcadas na haste, sendo as tomadas radiográficas executadas de acordo com as normas de segurança da Radiologia e os posicionadores com os filmes ajustados para a padronização das imagens. O tempo de exposição aos raios X foi de 0,1 segundo para cada imagem radiográfica.

As imagens placas de fósforo fotoativado foram levadas ao leitor a laser (Fig. 21) onde foram processadas digitalmente e armazenadas no computador no programa do próprio Digora em arquivos específicos para cada paciente, com a imagem classificada.

Usando os recursos do programa Digora (Fig. 22) as imagens foram ajustadas conforme a melhor qualidade conseguida segundo a acuidade visual do examinador, sendo este ajuste apenas no contraste e no brilho da imagem, até que a visualização fosse a melhor possível.

Feitas as correções (Fig. 23) as medidas foram realizadas usando a ferramenta de medidas do programa. Essas medidas foram realizadas tendo como ponto de referência um traço horizontal que unia os limites amelo-cementários dos dentes vizinhos. De acordo com o lado o traço poderia ser do dente 36 ao 35, ou do dente 46 ao 45.



Figura 22 - Traço horizontal unindo os limites amelo-cementários.



Figura 23 – Radiografia da área do defeito ósseo após correções de brilho e contraste.

Após a obtenção deste limite horizontal fixo (Fig. 22) foram realizadas medidas verticais que partiam do traço horizontal até a crista óssea. Os traços verticais foram feitos em três posições na face vestibular e em três posições na face lingual tendo como referência na porção apical a crista óssea alveolar. A primeira medida foi realizada o mais próximo possível da mesial do dente molar até a crista óssea vestibular. A segunda medida foi realizada no centro entre o molar e o pré-molar e a terceira na posição mais próxima da distal do segundo pré-molar. Estas medidas foram repetidas pela face lingual, obedecendo às mesmas posições anteriormente obtidas na face vestibular.

As mensurações realizadas foram feitas seguindo a ordem anteriormente descrita usando a imagem na forma convencional, com o recurso 3D e em negativo (Fig. 24 a 26).

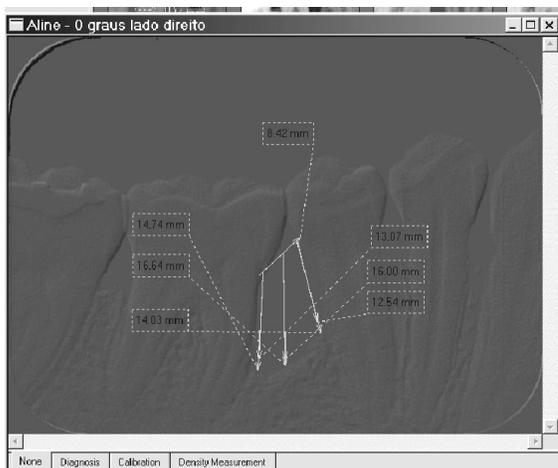


Figura 24 - Medidas realizadas na forma 3D.



Figura 25 - Medidas realizadas na radiografia convencional.



Figura 26 - Medidas realizadas em negativo.

Em uma segunda etapa foram realizadas as intervenções cirúrgicas para a obtenção das medidas reais de cada área.

Para a obtenção das medidas reais foi realizado um Retalho de Widman Modificado (Fig. 28) nas normas preconizadas por Ramfjord *et al.* em 1974, sendo este o retalho cirúrgico mais comumente empregado em cirurgia periodontal. A gengiva e mucosa alveolar são rebatidas das superfícies ósseas e radiculares, para ter acesso ao osso .



Figura 27 - Sonda milimetrada Hu-Friedy.



Figura 28 - Retalho de Widman Modificado para acesso as raízes e osso.

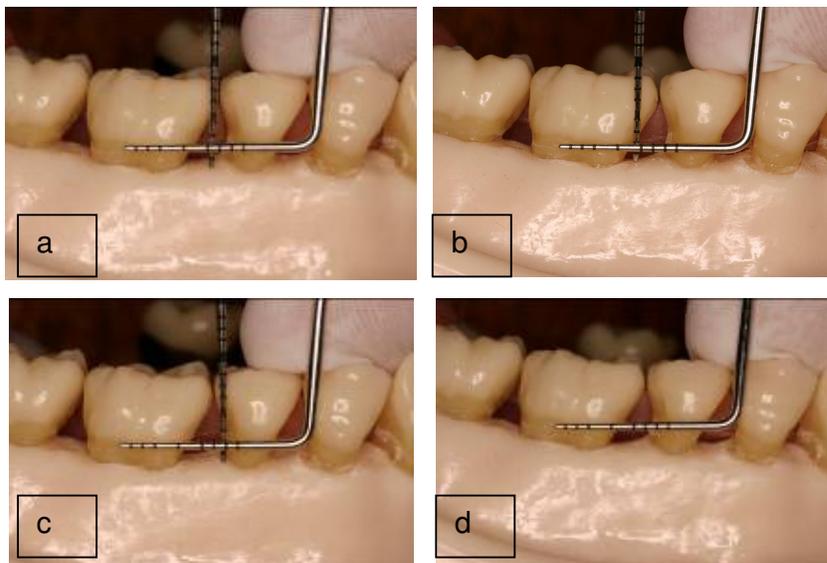


Figura 29 - Simulação no manequim das medidas da altura das cristas ósseas distal do pré molar inferior, mesial do molar inferior e no centro do defeito.

As fotografias foram realizadas com câmera digital Cannon Rebel EOS 310D com lentes macro para aproximação e flash circular.

Após obter acesso cirúrgico as superfícies pré-estabelecidas foi usado uma sonda milimetrada (Fig.27) na posição horizontal (Fig. 30), simulando o traço horizontal realizado no programa de computador unindo os limites amelocementários. Antes da realização das cirurgias foram feitos treinamentos sempre com o mesmo profissional em manequins para que a sonda horizontal ficasse fixa, sem movimentação e que o tempo das medidas fosse o mínimo possível evitando assim erros nas medidas por uma possível movimentação da sonda horizontal. O profissional treinado participou diretamente em todas as cirurgias colocando em prática o que foi treinado anteriormente (Fig. 29 a, b, c, d).

Mantendo fixa esta sonda foram realizadas medidas desde a referência horizontal até a crista óssea tanto por vestibular quanto por lingual seguindo as posições pré-estabelecidas usadas no computador. A sonda milimetrada é marcada de 0,5 em 0,5mm. Com isso sempre teríamos uma medida fixada dentro destas faixas. Quando não houvesse coincidência na marcação a medida seria aproximada para a posição numérica em que mais se aproxima a demarcação pré-estabelecida da sonda milimetrada (Fig. 30 a 33).

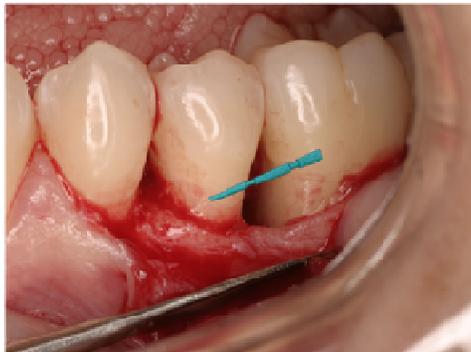


Figura 30 - Simulação da posição horizontal da sonda milimetrada.

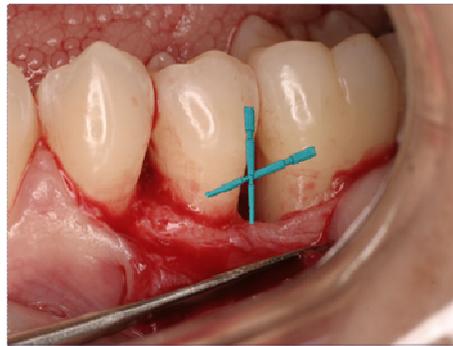


Figura 31 - Simulação da posição da sonda vertical no centro entre os dentes.

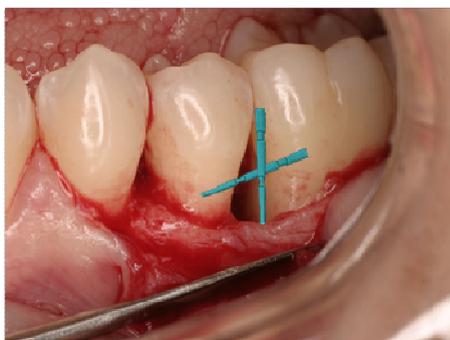


Figura 32 - Simulação da posição da sonda vertical no centro entre os dentes.



Figura 33 - Simulação da posição da sonda vertical na mesial do molar.

Após a obtenção das medidas radiográficas e reais, as mesmas foram transferidas para uma tabela confeccionada no programa Microsoft Excel 2007.

Fichas para compilação das leituras de reabsorção das cristas alveolares. Medidas realizadas nas radiografias e imagens reais.

Dentes	Radiografia Digital Padrão									
	Vestibular					Lingual				
	M	1/2	D	Média	DP	M	½	D	Média	DP
Clínico	6,00	5,00	4,00			4,50	4,00	3,00		
0°	7,78	6,00	4,97			5,80	5,20	3,90		
Mais 10°	7,90	6,30	5,20			6,00	5,90	4,67		
Menos 10°	8,00	7,12	5,65			5,87	5,66	4,55		
10° Direita	8,13	7,00	5,47			6,23	6,00	4,64		
10° Esquerda	7,98	6,98	5,23			5,87	5,78	4,44		
TOTAL										

36-35	Radiografia Digital 3D									
	Vestibular					Lingual				
	M	1/2	D	Média	DP	M	½	D	Média	DP
Clínico	6,00	5,00	4,00			4,50	4,00	3,00		
0°	7,43	5,90	4,75			5,50	4,99	3,87		
Mais 10°	7,80	5,87	4,88			6,21	5,08	4,47		
Menos 10°	7,77	6,70	5,23			5,56	5,43	4,28		
10° Direita	7,98	6,78	5,22			6,11	5,86	4,45		
10° Esquerda	7,77	6,68	5,11			5,65	5,54	4,32		
TOTAL										

36-35	Radiografia Digital Negativa									
	Vestibular					Lingual				
	M	1/2	D	Média	DP	M	½	D	Média	DP
Clínico	6,00	5,00	4,00			4,50	4,00	3,00		
0°	7,89	6,23	5,12			5,76	5,22	4,09		
Mais 10°	7,99	6,32	5,23			6,33	5,26	4,81		
Menos 10°	8,00	7,11	5,87			5,89	5,77	4,69		
10° Direita	8,16	6,99	5,66			6,35	5,90	4,76		
10° Esquerda	7,89	6,90	5,51			5,89	5,99	4,43		
TOTAL										

M = Mesial

D = Distal

½ = Centro do Defeito

DP = Desvio Padrão

A análise estatística constou da escolha das variáveis a serem comparadas: medidas clínicas e nas imagens radiográficas digitais (padrão, 3D e negativa), nas posições mesial, central e distal, nas faces lingual e vestibular, de dentes indicados para tratamento periodontal. Outra variável foi a incidência para a obtenção das radiografias periapicais do paralelismo em 0°, +10°, -10°, 10° à direita e 10° à esquerda, usando o sistema de captura da Digora FMX e analisadas no programa DFW 2.5.1. A primeira parte constou de uma estatística descritiva (média e desvio padrão), além do coeficiente de variação. Para analisar as relações entre as variáveis dependentes métricas e as variáveis independentes métricas foi usada a análise de variância múltipla (MANOVA) com 3 fatores e 15 repetições e por fim o Teste de Tuckey, para verificar a significância entre as variáveis estudadas.

5 RESULTADOS

Tabela 1 - Média e Desvio Padrão das medidas das distâncias em mm, obtidas do limite amelo-cementário à crista óssea alveolar nas posições mesial, central e distal, nos 3 tipos de imagens radiográficas, obtidas no programa DFW 2.5.1.

Imagens Radiográficas	FACES	Mesial			Central			Distal		
		Padrão	3D	Negativa	Padrão	3D	Negativa	Padrão	3D	Negativa
Clínico	Vestibular	5,37(±1,29)	5,37(±1,29)	5,37(±1,29)	4,90(±1,55)	4,77(±1,28)	4,90(±1,55)	4,50(±1,18)	4,50(±1,18)	4,50(±1,18)
	Lingual	4,29(±1,39)	4,27(±1,39)	4,27(±1,39)	4,50(±0,91)	4,50(±0,91)	4,33(±0,72)	3,97(±0,97)	3,97(±0,97)	3,97(±0,97)
Ângulo 0°	Vestibular	6,67(±1,48)	6,07(±1,21)	6,92(±1,51)	6,32(±1,77)	5,67(±1,33)	6,45(±1,70)	5,70(±1,27)	5,32(±1,16)	6,03(±1,36)
	Lingual	5,52(±1,66)	5,07(±1,48)	5,69(±1,50)	5,56(±0,00)	5,12(±0,92)	5,74(±0,95)	5,24(±1,11)	4,90(±1,10)	5,44(±1,35)
+10° (Ângulo Vertical)	Vestibular	6,78(±1,40)	6,50(±1,38)	7,00(±1,37)	6,33(±1,65)	6,12(±1,55)	6,63(±1,54)	5,85(±1,26)	5,55(±1,22)	6,13(±1,31)
	Lingual	5,59(±1,66)	5,06(±1,40)	5,89(±1,50)	5,71(±0,82)	5,40(±0,80)	5,88(±0,70)	5,48(±1,09)	5,21(±1,12)	5,61(±1,14)
-10° (Ângulo Vertical)	Vestibular	7,17(±1,50)	6,52(±1,27)	7,23(±1,45)	6,80(±1,66)	6,30(±1,53)	6,93(±1,62)	6,23(±1,31)	5,66(±1,26)	6,44(±1,33)
	Lingual	5,78(±1,74)	5,30(±1,46)	6,09(±1,58)	5,84(±0,96)	5,36(±0,66)	6,11(±0,94)	5,53(±1,06)	5,28(±1,05)	5,67(±1,23)
10° para Direita (Ângulo Horizontal)	Vestibular	7,09(±1,41)	7,22(±1,60)	7,24(±1,37)	6,76(±1,64)	6,85(±1,73)	6,86(±1,74)	6,43(±1,36)	6,37(±1,58)	6,40(±1,41)
	Lingual	6,02(±1,92)	6,03(±1,79)	6,14(±1,52)	6,14(±1,17)	6,08(±1,35)	6,14(±0,84)	5,64(±1,14)	5,81(±1,49)	5,73(±1,17)
10° para Esquerda (Ângulo Horizontal)	Vestibular	6,62(±1,38)	6,77(±1,35)	7,25(±1,48)	6,15(±1,72)	6,42(±1,69)	6,91(±1,79)	5,61(±1,25)	5,83(±1,27)	6,22(±1,42)
	Lingual	5,44(±1,57)	5,58(±1,56)	5,93(±1,56)	5,42(±0,89)	5,61(±0,97)	6,14(±0,85)	5,27(±1,19)	5,40(±1,25)	5,68(±1,31)
Média Geral		6,03			5,88			5,47		
Desvio Padrão Médio		1,67			1,46			1,37		
Coefficiente de Variação Médio		27,69%			24,83%			25,05%		

Os valores do Coeficiente de Variação indicam que o padrão das medidas tomadas foi regular, houve muita variação:

O padrão é o seguinte:

- Coeficiente de Variação entre: > 0% <= 10% - ótimo
- Coeficiente de Variação entre: > 10% <= 20% - bom
- Coeficiente de Variação entre: > 20% <= 30% - regular
- Coeficiente de Variação: > 30% - ruim

Quadro1 - Demonstrativo da análise de variância múltipla (MANOVA) que verifica os efeitos sobre as variáveis independentes (imagem radiográfica, ângulo de incidência e posição da medida), com 15 repetições.

Variáveis	Teste Estatístico	Valor	F	G.L.	Erro G.L.	Sig
Imagem radiográfica	Pillai's Trace	0,021	1,768	6.000	1.006,000	0,102
	Wilks'Lambda	0,979	1,774 ^a	6.000	1.004,000	0,101
	Hotelling's Trace	0,021	1,779	6.000	1.002,000	0,100
	Roy's Largest Root	0,021	3,544 ^b	3.000	503,000	0,015
Ângulo de incidência	Pillai's Trace	0,231	8,391	15,000	1.512,000	0,000
	Wilks'Lambda	0,770	9,193	15,000	1;386,202	0,000
	Hotelling's Trace	0,289	9,980	15,000	1.502,000	0,000
	Roy's Largest Root	0,298	30,053 ^b	5,000	504,000	0,000
Posição da medida	Pillai's Trace	0,146	28,581 ^a	3.000	502,000	0,000
	Wilks'Lambda	0,854	28,581 ^a	3.000	502,000	0,000
	Hotelling's Trace	0,171	28,581 ^a	3.000	502,000	0,000
	Roy's Largest Root	0,171	28,581 ^a	3.000	502,000	0,000

a. Resultado Exato.

b. O resultado é um limite superior sobre F que resulta num limite inferior sobre o nível de significância.

Quadro 2 - Demonstrativos dos efeitos significativos (Sig < 0,05) e altamente significativos (Sig < 0,01) entre as variáveis, Imagem radiográfica, Ângulo de incidência e Posição da medida.

Variáveis	Variáveis Dependentes	Soma dos Quadrados	G.L.	Quadrado da Média	F	Significância
Imagem radiográfica	Mesial	17,337	2	8,669	3,948	0,020*
	Central	14,577	2	7,289	4,204	0,015*
	Distal	10,234	2	5,117	3,380	0,035*
Ângulo de incidência	Mesial	178,354	5	35,671	16,245	0,00**
	Central	184,948	5	36,990	21,335	0,00**
	Distal	185,702	5	37,140	24,528	0,00**
Posição da medida	Mesial	187.008	1	187,008	85,165	0,00**
	Central	65,014	1	65,014	37,499	0,00**
	Distal	8,788	1	37,636	24,856	0,00**

* Nível de significância < 0,05

** Nível de significância < 0,01

Quadro 3 - Mostra a comparação estatística resumida, obtida pelo Teste de Tuckey HSD (Apêndice A), entre os três tipos de imagens radiográficas utilizadas, que formam 2 subconjuntos homogêneos, quando se realiza medidas nas posições mesial, central e distal.

Variável Dependente	Imagens Radiográficas	N	Subconjuntos	
			1	2
Posição Mesial	Radiografia 3D	180	5,68	
	Radiografia Padrão	180	5,87	5,87
	Radiografia Negativa	180		6,08
	Significância		0,361	0,276
Posição Central	Radiografia 3D	180	5,81	
	Radiografia Padrão	180	6,03	6,03
	Radiografia Negativa	180		6,25
	Significância		0,348	0,33
Posição Distal	Radiografia 3D	180	5,32	
	Radiografia Padrão	180	5,45	5,45
	Radiografia Negativa	180		5,65
	Significância		0,54	0,279

- Nas 3 posições utilizadas para medidas, mesial, central e distal, notamos que a imagem radiográfica padrão se relaciona com a radiografia 3D ou com a negativa. A diferença é não significativa em todos os subconjuntos analisados, pois variam de 0,276 até 0,54, bem acima de 0,05.
- Podemos afirmar que todas as imagens radiográficas usadas na pesquisa apresentam diferenças de medidas. A mais baixa seria a ferramenta 3D e a mais alta a negativa, sendo que a imagem padrão se apresenta menor variação.

Quadro 4 - Mostra a comparação estatística resumida, obtida pelo Teste de Tuckey HSD (Apêndice B), entre as medidas do exame clínico e dos vários ângulos de incidência dos raios X utilizados na pesquisa, formando subconjuntos homogêneos das variáveis dependentes.

Exame Clínico e Técnica Radiográfica		N	Subconjuntos		
			1	2	3
Posição Mesial	Clínico	90	4,8222		
	Ângulo de zero grau	90		5,9884	
	Ângulo de mais dez graus	90		6,1376	6,1376
	Ângulo de menos dez graus	90		6,2664	6,2664
	Ângulo de dez graus à direita	90		6,3488	6,3488
	Ângulo de dez graus à esquerda	90			6,6234
		90			
	Significância		1,000	0,578	0,24
Posição Central	Clínico	90	4,65		
	Ângulo de zero grau	90		5,8084	
	Ângulo de mais dez graus	90		6,0123	6,0123
	Ângulo de menos dez graus	90		6,1092	6,1092
	Ângulo de dez graus à direita	90		6,2228	6,2228
	Ângulo de dez graus à esquerda	90			6,4711
		90			
	Significância		1,000	0,283	0,24
Posição Distal	Clínico	90	4,2333		
	Ângulo de zero grau	90		5,439	
	Ângulo de mais dez graus	90		5,6392	5,6392
	Ângulo de menos dez graus	90		5,6704	5,6704
	Ângulo de dez graus à direita	90		5,802	5,802
	Ângulo de dez graus à esquerda	90			6,0651
		90			
	Significância		1,000	0,356	0,187

- No quadro 4 observa-se que a menor medida média, relativa à Posição Mesial, é a da variável independente Clínico, com 4,822, formando o subconjunto 1. Já no subconjunto 2 são consideradas homogêneas as médias das medidas feitas com um ângulo de mais dez graus, menos dez graus e dez graus à direita. No subconjunto 3 estão as médias das medidas feitas com um ângulo de mais dez graus, menos dez graus, dez graus à direita e dez graus à esquerda.
- No quadro 4 observa-se que a menor medida média, relativa à Posição Central, é a da variável independente Clínico, com 4,6500, formando o subconjunto 1. Já no subconjunto 2 são consideradas homogêneas as médias das medidas feitas com um ângulo de mais dez graus, menos dez graus e dez graus à direita e dez graus à esquerda. No subconjunto 3 estão as médias das medidas feitas com um ângulo de mais dez graus, menos dez graus, dez graus à direita e dez graus à esquerda, formando um subconjunto homogêneo.
- No quadro 4 observa-se ainda que a menor medida média, relativa à Posição Distal, é a da variável independente Clínico, com 4,2333, formando o subconjunto 1 na tabela. Já no subconjunto 2 são consideradas homogêneas as médias das medidas feitas com um ângulo de mais dez graus, menos dez graus e dez graus à direita e dez graus à esquerda. No subconjunto 3 estão as médias das medidas feitas com um ângulo de mais dez graus, menos dez graus, dez graus à direita e dez graus à esquerda, formando um subconjunto homogêneo.

6 DISCUSSÃO

A radiografia é um adjunto essencial para o diagnóstico odontológico, pois proporciona ao Cirurgião-dentista informações que muitas vezes é difícil de ser obtida no exame clínico, mas existem limitações quando utilizada no diagnóstico da doença periodontal.

As radiografias fornecem uma representação bidimensional das estruturas anatômicas tridimensionais. A imagem radiográfica é desprovida de terceira dimensão, a profundidade, resultando na sobreposição das tábuas ósseas, vestibular e lingual, sobre o dente.

Em 1994 foi introduzida uma maneira diferente de aquisição de imagens radiográficas intra-buciais digitais, o sistema *Digora for Windows* da Soredex. A radiografia digital tem um importante papel na avaliação das perdas ósseas na Periodontia e também para avaliar o resultado do tratamento. Oliveira *et al.* em 2000 fizeram um estudo experimental com vários sistemas de captura de imagens digitais comparando com obtidas em filmes radiográficos concluindo que todos oferecem imagens em condições de diagnóstico.

A padronização do exame radiográfico empregando de posicionadores e direcionadores do feixe central dos raios X, moldagem da superfície oclusal dos dentes a serem radiografados e exposição adequada, segundo Rosling *et al.* (1975), aumentam a qualidade da imagem radiográfica. O pré-requisito necessário para obtenção de imagens e destas fazer medições confiáveis é alcançado com o uso de radiografias periapicais pela técnica do paralelismo padronizadas (LARHEIM e EGGEN, 1979). Baseado nas alterações dimensionais observadas nas imagens radiográficas, foi demonstrado a importância de uma padronização das tomadas radiográficas, segundo Lang e Hill (1977), o que justifica nossa preocupação com estes padrões descritos anteriormente e utilizado em nosso estudo.

Em nosso trabalho, comparamos a imagem real (medida clínica trans-cirúrgica) e as imagens radiográficas digitais, capturada pela placa de fósforo fotoativada do sistema Digora, obtidas pela técnica periapical do paralelismo e visualizadas e avaliadas no monitor de um computador no software DFW 2.51, no formato padrão, negativo e em 3D.

Os resultados mostram, na Tabela 1, que as médias e os desvios padrão de todas as leituras de altura de crista óssea alveolar nos exames clínicos e exame

radiográfico digital, com as imagens padrão, 3-D e negativa são semelhantes e que as menores médias das medidas realizadas são do exame clínico. O coeficiente de variação médio de todos os exames incluindo as variações das incidências radiográficas feitas na porção mesial, central e distal, na face vestibular e na face lingual, é de: 27,69% na imagem radiográfica digital padrão; 24,83% na imagem digital 3D e 25,05% na radiografia digital negativa, todas acima de 20%, sendo uma concordância de nível regular, resultado este devido a ampliação das imagens radiográficas, mesmo que padronizadas pela técnica do paralelismo.

Diante desses resultados (Tabela 1) podemos citar trabalhos de Álvares (1982) e Akesson *et al.* (1992), onde concluíram que a imagem gerada no filme radiográfico é uma projeção em apenas duas dimensões, altura e largura de uma estrutura anatômica com três dimensões altura, largura e profundidade, ocorrendo assim superposição de imagens. Sendo assim a diferença do exame clínico para as demais imagens radiográficas devem ser esperadas, sugerindo que os dentes e as áreas em foco deverão ser examinadas ou reexaminadas, confirmando o resultado radiográfico, diante de um exame clínico minucioso.

Observamos ainda em nosso estudo que a menor diferença de medida no exame radiográfico foi entre a imagem real e a imagem em 3D, resultado semelhante ao relatado por Dunn e Vanderstelt em 1992, quando os autores concluíram que o diagnóstico é mais preciso utilizando a diferença radiográfica baseando-se na imagem 3D.

Wolf *et al.* (2001) avaliaram a credibilidade do método digital mensurando linearmente a perda óssea interproximal de defeitos ósseos, assim como o nosso estudo, eles concluíram que comparando as imagens radiográficas com as médias do exame clínico mostra uma ampliação nas imagens radiográficas.

O Quadro 1 mostra que a variação de MANOVA (Análise de Variância Múltipla) realizada nas variáveis, ângulo de incidência dos raios X e posição em que foi realizada a medida são altamente significantes, em vários os testes realizados, sendo que a variável imagem radiográfica apresenta significância ao nível de 5% no teste Roy's Larpert Root.

O Quadro 2 mostra a significância da variação das medidas das alturas das cristas alveolares, avaliadas na posição mesial, central e distal do defeito ósseo, que são altamente significantes. O mesmo se observa para o ângulo de incidência dos raios X no exame radiográfico, mostrando que eles são confiáveis mesmo que um

pouco diferentes das medidas obtidas no exame clínico, provavelmente em função da ampliação da imagem radiográfica.

Estes resultados correspondem aos achados por Wolf *et al.* (2001) e Kim *et al.* (2002) onde os autores relataram que todas as medições radiográficas da junção cimento esmalte até a crista óssea alveolar superestimaram as medições trans-cirúrgicas alcançando uma diferença de mais de 1 mm entre as estruturas anatômicas.

O teste de Tuckey (Apêndice A) resumido no Quadro 3 mostra que as variáveis da posição das leituras das medidas das cristas ósseas alveolares a serem comparadas com os 3 tipos de imagens digitais formam 2 subconjuntos com médias semelhantes, o primeiro para as radiografias digitais 3D e radiografia digital padrão; e o outro subconjunto para radiografia digital padrão e radiografia digital negativa, resultados com significância maior que 5% representado diferença de médias entre elas, sendo a radiografia digital padrão a que apresenta menor variação entre as medidas.

O Quadro 4 (Apêndices B, C, e D) resume o teste de Tuckey usado para a comparação das medidas médias obtidas das alturas das cristas ósseas alveolares nos exames clínicos, nas medidas das imagens radiográficas, para as diferentes incidências dos raios X, usadas no exame radiográfico periapical do paralelismo. Em todas as comparações o subgrupo 1 de menor variação é representado apenas pelo exame clínico; o subgrupo 2 pelas incidências radiográficas: ângulo de zero grau, ângulo de mais 10°, ângulo de menos 10° e ângulo de dez graus à direita, sendo os exames radiográficos com menores variações de médias para as leituras nas posições mesial, central e distal. O terceiro e último subconjunto é formado pelas incidências dos ângulos de +10°, -10°, 10° à direita e 10° à esquerda, nas três medidas nas posições mesial, central e distal. Todos os resultados se apresentaram com significância maior que 5%.

A influência do ângulo vertical do feixe de raios X na obtenção da imagem da crista óssea alveolar tem sido reconhecida como importante. Schei *et al.* (1959) relataram em seu trabalho, um pequeno efeito nos números da altura óssea com uma variação de + ou - 10 graus do feixe central dos raios X para a radiografia em dentes anteriores da maxila. Contudo, as maiores diferenças foram em molares maxilares e mandibulares com diferenças de até 20% nas medidas, confirmando o

que foi observado em nosso estudo, provavelmente devido as maiores dimensões vestibulo lingual dos dentes posteriores.

Tentando determinar a topografia do defeito ósseo interproximal usando três radiografias intra-orais Bassiouny & Grant em 1975, mudaram a angulação do feixe central dos raios X de 0 grau para + 20 graus e para menos 20 graus, obtendo como resultado uma alteração considerável na largura vertical da área de transição entre as cristas ósseas vestibular e lingual.

Contrariamente o que foi observado por nós, trabalho de Jenkins (1992) obteve como resultado um efeito não substancial com aumento ou decréscimo da angulação vertical ou horizontal dos feixes de raios X com mudanças sempre menores que 0,1mm.

As pesquisas reconhecem que a distorção das estruturas nas imagens radiográficas é resultado da mudança de angulação dos feixes de raios X, mas também é dependente da forma das estruturas a serem radiografadas. Portanto devemos lembrar que apenas uma medida óssea não seria capaz de reproduzir as prováveis distorções de projeção nas imagens radiográficas.

Considerações Finais

A análise comparativa das medidas realizadas nas cristas alveolares de dentes selecionados de uma amostra de pacientes que procuraram o tratamento periodontal executado clinicamente ou no exame radiográfico periapical do paralelismo, com variação da incidência dos raios X em 0°, +10°, -10°, 10° para a direita e 10° para a esquerda, visualizadas no monitor de um computador, no programa DFW 2.5.2, usando a ferramenta de medidas lineares em imagens radiográficas padrão, 3D e negativa, mostraram os seguintes resultados:

1. A análise estatística descritiva das médias das medidas tomadas nas posições mesial, central e distal, nas faces vestibulares e linguais, mostraram coeficientes de variação muito altos, acima de 20%, sugerindo que as medidas estão muito dispersas, com um nível de interpretação apenas regular para as imagens radiográficas, pois os níveis ótimos e bons são considerados quando o coeficiente de variação é menor que 20% (Tabela 1).

2. Quanto ao tipo de imagem radiográfica usada para as medidas de altura das cristas alveolares até a junção amelocementária, obtidas pela ferramenta específica do Programa DFW 2.5.1, mostra que a imagem radiográfica padrão representa um resultado médio (5,87 mm), sendo que a radiografia digital 3D apresenta as menores médias (5,6 mm) e a imagem negativa maiores médias (6,08 mm), valores muito próximos que se refletem no nível de significância de 0,361 e 0,276 respectivamente, para o subconjuntos homogêneos 1 e 2, que são considerados iguais pois são maiores que 0,05 (Quadro 3).

Resumo do Teste de Tuckey para a classificação das imagens radiográficas:

1º Subgrupo: Radiografia digital 3D.

Radiografia digital padrão.

2º Subgrupo: Radiografia digital padrão.

Radiografia digital negativa.

3. As menores médias de medidas de reabsorção das cristas ósseas alveolares obtidas são as do exame clínico, para todas as variáveis dependentes (mesial, central e distal), sendo considerada a mais exata e confiável e apresentadas no primeiro subconjunto. As medidas nas imagens radiográficas estão agrupadas em 2 outros subgrupos (Quadro 4).

Resumo do Teste de Tuckey para a classificação das imagens das diferentes incidências do feixe de raios X:

1º Subgrupo: Exame Clínico

2º Subgrupo: Imagens com ângulo de incidência de zero grau

Imagens com ângulo de incidência de mais dez graus

Imagens com ângulo de incidência de menos dez graus

Imagens com ângulo de incidência de dez graus à direita

3º Subgrupo: Imagens com ângulo de incidência de mais dez graus

Imagens com ângulo de incidência de menos dez graus

Imagens com ângulo de incidência de dez graus à direita

Imagens com ângulo de incidência de dez graus à esquerda

4. Estes dados nos permitem a possibilidade de ajustar um fator de correção para o uso da captura da imagem no Sistema Digora FMX, analisadas no Programa DFW 2.5.1, para o exame radiográfico periapical do paralelismo.

7 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos nas avaliações das medidas de altura da crista óssea alveolar, na observação das imagens radiográficas obtidas pela técnica periapical do paralelismo e avaliadas no programa DFW 2.5.1, mostram que:

1. Apesar da ampliação das imagens radiográficas digitais quando comparadas as medidas diretas no defeito ósseo, elas são confiáveis para uso no tratamento periodontal, pois são padronizadas e recorrentes e apresentam pequena discrepância em relação ao exame clínico;
2. Quanto ao modo de observação da imagem radiográfica no monitor do computador, a que apresenta maior precisão nas medidas é a padrão seguida pelo modo 3D e negativa, com resultados ligeiramente inferiores;
3. Na comparação entre as variações das incidências do feixe central dos raios X usadas na obtenção da técnica do paralelismo, mostrou que a de ângulo zero grau é a melhor, pois apresenta menor distorção; seguida pelas incidências mais dez graus e menos dez graus, as imagens menos confiáveis são aquelas em que o desvio foi de 10 graus à direita e ou à esquerda.

REFERÊNCIAS¹

Äkesson L, Hakansson J., Rohlin M. Comparison of panoramic and intraoral radiography and pocket probing for the measurement of the marginal bone level. J Clin Periodontol 1992; 19(5):326-32.

Albandar JM, Rise J. Radiographic quantification of alveolar bone level changes. Predictors of longitudinal bone loss. Acta Odontol Scand 1987; 45(1): 55-9.

Álvares LC. Técnicas radiográficas: suas aplicações em Odontologia – conceitos atuais. In: LASCALA NT. Atualização clínica em odontologia. São Paulo: Artes Médicas, 1982.

Araki K, Endo A, Okano T. An objective comparison of four digital intra-oral radiographic systems: sensitometric properties and resolution. Dentomaxillofac Radiol 2000; 29(2):76-80.

Bassiouny M.A., Grant A.A. Radiographic assessment of proximal infrabony pocket topography. J Periodontol. 1976 Aug;47(8):440-3.

Björn H, Halling A, Thiberg H. Radiographic assessment of marginal bone loss. Odontologic Rev 1969; (20):165-79.

Benn DK. A review of the reability of radiographic measurements in estimating alveolar bone changes. J Clin Periodontol 1990; (17):14-21.

Benn DK. Automatic analysis of radiographic images: Theoretical considerations. Dentomaxillofac Radiol 1991; 19:187-92.

¹ De acordo com International Comittee of Medfical Journal Editors, 1979 (Estilo Vancouver). Abreviaturas de periódicos de acordo com Base de Dados MEDLINE.

Berkhout W, Sanderink GCH, Van Der Stelpt PF. A comparison of digital and film radiography in Dutch dental practices assessed by questionnaire. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31(2): 93-9.

Borg E, Attaelmann A, Gröndahl H. Image plate systems differ in physical performance. *Oral Surg. Oral Med Oral Path Oral Rad Endo* 2000; 89(1):118-24.

Boscolo FN, Oliveira AE, Almeida SM, Haiter CF, Haiter Neto F. Clinical study of the sensitive and dynamic range of three digital systems. *E-speed Film and Digitized Film Bras Dent J* 2001;12(3):191-5.

Bourgeois M, Sikorski P, Wood RE. Educational use of indirect digital radiographic imaging. *J Canad Dent Ass* 1995; 61(11):968-70.

Brägger U, Burgin W, Fourmoussis I, Lang NP Image processing for the evaluation of dental implants. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; 21:208-12.

Brooks SL, Milles DA. Advances in diagnostic imaging in dentistry. *Dent Clin N Amer* 1993; 37(1): 91-111.

Carranza Júnior FA. Bone loss and patterns of bone destruction. In: Carranza Junior FA. Newman MG. *Clinical Periodontology*. 8. Ed. Philadelphia: W.B. Saunders 1996. p.297-313.

Chilvarquer I, Mansini R. Radiografia digital na odontologia. In: Vieira, H.J. *Radiologia*. São Paulo: VM Comunicações 2002. p.52-7.

Coclete G. Avaliação da solução Kodak RP X-OMAT quando utilizada na processadora T4, da Dupont, quanto às densidades Óticas e Radiográficas, analisadas pelo fotodensitômetro MRA e pelo sistema digital Digora. Bauru, 1999. 88p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

Cowen AR, Workman A, Price JS. Physical aspects of photostimulable phosphor computed radiography. *Brit J Radiol* 1993; 66(784): 332-45.

Dubrez B, Graf JM, Vuagnat P, Cimasoni G. Increase of interproximal bone density after subgingival instrumentation: a quantitative radiographical study. *J Periodont* 1990; 61(12): 725-31.

Dunn SM, Van Der Stelt PF. Recognizing invariant geometric structure in dental radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* Aug 1992; 21: 142-7.

Ellwood RP, Davies RM, Worthington HV. Evaluation of a dental subtraction radiography system. *J Periodont Res* 1997; 32(2): 241-8.

Farman AG, Scarfe WC. Pixel perception and voxel vision: constructs for a new paradigm in maxillofacial imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 1994; 23(1): 5-9.

Farman AG, Olender KF, Scarfe WC, Farman TT, Green DB. In vivo comparison of Visualix-2 and Ektaspeed Plus in the assessment of periradicular lesion dimensions. *Oral Surg* Feb 1998; 85(2): 203-9.

Ferreira RA. Odontologia em imagens. *Rev Ass Paul Cirurg Dent* 1996; 50(3): 218-28.

Fujita M, Kodera Y, Ogawa M, Tanimoto K, Sunayashiki T, Wada T, Doi K. Digital image processing of dentomaxillofacial radiographs. *Oral Surg* 1987; 64(4): 485-93.

Fukuda CT. Avaliação radiográfica do nível ósseo de pacientes em manutenção periodontal. São Paulo. 67p. Dissertação (Mestrado) São Paulo. Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia. 2006.

Furkart AJ, Dove SB, McDavid WD, Nummikoski P, Matteson S. Direct Digital Radiography for the detection of periodontal bone lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1992; 74(5): 652-60.

Girondi JR. Validação das ferramentas de calibragem de medidas em três sistemas de radiografia digital. São Paulo. 102 p. Tese (Doutorado). São Paulo. Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 2006.

Goldman HM, Stallard RE. Limitations of the radiograph in the diagnosis of osseous defects in periodontal diseases. *J Periodontol* 1973; 44(10): 326-28

Gomes-Filho IS, Sarmiento VA, Castro MS, Costa NP, Cruz SS, Trindade COTF, Passos JS. Radiographic features of periodontal bone defects: evaluation of digitized images. *Dentomaxillofacial Radiology* 2007; 37: 256-62.

Goodson JM, Haffajee AD, Socranski SS. The relationship between attachment level loss and alveolar bone loss. *J Clin Periodontol* 1984;11: 348-59.

Gröndahl HG. Digital radiology in dental diagnosis: a critical view. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; 21:198-202.

Gröndahl K, Ekestubbe A, Gröndahl HG. Postoperative radiographic examinations. In: Gröndahl K, Ekestubbe A, Gröndahl HG. *Radiography in oral endosseous prosthetics*. Göteborg: Nobel Biocare 1996. cap.7, p.111-26.

Hansen BF, Gjermo P, Bergwitz-Larsen KR. Periodontal bone loss in 15-year-old Norwegians. *J Clin Periodontol* 1984;11:125-31.

Hellen-Halme K, Nilsson M, Petersson A. Digital radiography in general dental practice: a field study. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36(5): 249-55.

Hildebolt CF, Vannier MW, Pilgram TK, Shrout MK. Quantitative evaluation of digital dental radiography imaging systems. *Oral Surg* 1990; 70:(5): 661-8.

Hildebolt CF, Vannier MW, Gravier MJ, Shrout MK, Knapp RH, Walkup RK. Digital dental image processing of alveolar bone: Macintosh II personal computer software. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; 21: 162-9.

Huang H. K. PACS: Picture Archiving and Communication Systems in biomedical imaging. New York: VCH Publishers, 1996. 489 p.

Jeffcoat MK, Page R, Reddy M, Wannawisute A, Waite P, Palcanis K, Cogen R, Williams RC, Basch C. Use of digital radiography to demonstrate the potential of naproxen as an adjunct in the treatment of rapidly progressive periodontitis. *J Periodont Res* 1991; 26(5):415-421.

Jenkins S.M., Dummer P.M., Addy M. An in vitro study of the influence of X-ray beam angulation on the radiographic images of the amelocemental junction and simulated alveolar crest. *J.Oral Rehabil.* 1992; 19(6):629-637

Kim, T.S.; Benn, D.K.; Eickholz, P. Accuracy of computer-assisted radiographic measurement of interproximal bone loss in vertical bone defects. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002; 94(3): 379-387.

Lang, N. P. e Hill, R. W. Radiographs in periodontics. *Journal of Clinical Periodontology.* 1977; 4 (1): 16–28.

Larheim TA, Eggen S. Determination of tooth length with a standardized paralleling technique and calibrate radiographic measuring film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol,* 1979,48(4):374-378.

Law AN, Bollen AM, Chen SK. Detecting osteoporosis using dental radiographs: a comparasion of four methods. *J Amer Dent Ass* 1992; 127(12): 1734-42.

Luostarinen T, Tammissalo T, Vahatalo K, Tammissalo E. Comparison of intraoral digital and film radiography for diagnosis of periapical bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; 24(2): 92-3.

Mc Donnel D. Digital dental imaging systems: a review. J Canad Dent Ass 1995; 61(11): 962-4.

Mann J, Pettigrew J, Beideman R, Green P, Ship I. Investigation of the relationship between clinically detected loss of attachment and radiographic changes in early periodontal disease. J Clin Periodontol 1985; 12:247-53.

Marshall Day CD, Shourie KL. A roentgenographic survey of periodontal disease in India. J Am Dent Assoc 1949; 39:572-78.

Mouyen F, Benz C, Sonnabend E, Lodter JP. Presentation and physical evaluation of Radiovisiography. Oral Surg Aug 1989; 68:(2): 238-42.

Möystad A, Svannaes DB, Larheim TA. Personal computer equipment for dental digital subtraction radiography vs: industrial computer equipment and conventional radiography. Scand J Dent Res 1992; 100: 117-22.

Nelson PA, Artun J. Alveolar bone loss of maxillary anterior teeth in adult orthodontic patients. Am J Orthod Dentofac Orthop 1997; 111: 328-34.

Oliveira AE, Pistóia GD, Chicarelli M, Beltrami M. Aspectos de relevante importância na seleção de um sistema radiográfico digital. RFO-UPF 2000; 5(1): 21-6.

Oliveira MAL, Tosoni, GM. Revista de Odontologia da UNESP 2006; 35.

Page RC, Offenbacher S, Schroeder HE, Seymour GJ, Kornman KS. Advances in the pathogenesis of periodontitis: summary of developments, clinical implications and future directions. Periodontol 2000 1997; 14: 216-48.

Pasler FA, Visser H. Imagens digitais. In: Radiologia odontológica: procedimentos ilustrados. 2.ed. Porto Alegre: Artmed, 2001. p.129-56.

Paula MVQ. Implantação à distância de programa de radioproteção e controle de qualidade da imagem radiográfica odontológica intrabucal. Rio de Janeiro. Tese

(Doutorado). Rio de Janeiro, Centro Biomédico do Instituto de Biociências da UERJ, 2002.

Pinto RHR, Rubira CMF. Radiografia digital. *Rev Ciênc Odontol* 2000; 3(3): 47–52.

Pupiin AAC. A influência do implante na leitura dos níveis de cinza em imagens digitalizadas da região periimplantar. Tese (Doutorado). 2000. 103 p. Porto Alegre. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul – PUCRS. Faculdade de Odontologia, 2000.

Ramfjord S, Nisle RR. The modified Widman flap. *J Periodontol* 1974; (45): 601-07.

Rooryck V, Klinge B. Computer assisted image processing for quantitative measurements of fractional bone area. *Acta Odont Scand* 1995; 53:(2) 115-22.

Rose LR, Mealey B L, Genco R J, Cohen D W. *Periodontia: Medicina, Cirurgia e Implantes*. 1ªed. São Paulo 2007. p.148.

Rosling, B., Hollender, L., Nyman, S. & Olsson, G. A radiographic method for assessing changes in alveolar bone height following periodontal therapy. *Journal of Clinical Periodontology* 1975, (2): 211–217.

Salzedas LMP, Bosco JMD, Sundefeld MLMM. Comparação entre os exames radiográficos convencional e digital como meio auxiliar de diagnostico para avaliação de defeito periodontal em suínos. *Rev. Odontol. UNESP* 2002; 31(1): 9-23.

Sant'ana, ACP. Progressão da doença periodontal diagnosticada por imagens radiográficas digitalizadas em sítios relacionados á restaurações metálicas. Dissertação (Mestrado) 154 p. Bauru. Universidade de São Paulo. Faculdade de Odontologia, 1996.

Schei O, Waehaugh J, Lodval A, Aron A. Alveolar bone loss as related to oral hygiene and age. *J Periodontol* 1959; 30: 7-16.

Shapira L, Tarazi E, Rosen L, Bimstein E. The relationship between alveolar bone height and age in the primary dentition. A retrospective longitudinal radiographic study. *J Clin Periodontol* 1995; 22(5): 408-412.

Sonoda M. Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. *Radiology* 1983; 148: 833-8.

Tolazzi AL, Pinto RHR, Arita ES. Características básicas dos sistemas de radiografia digital em odontologia. In: *Anais da 9ª Jornada da Associação Brasileira de Radiologia Odontológica*. Passo Fundo. Passo Fundo: Berthier 2000. 166 p.

Torriani DD, Gonçalves MR, Vieira JB. Comparação entre os exames radiográficos convencionais e digitalizados em relação ao plano de tratamento de superfície oclusais. *Pesq Odontol Bras* 2000; 14(3): 256-261.

Tovo MF, Vono BG, Tavano O, Pavarini A. Estudo comparativo do método radiográfico utilizado filmes de diferentes sensibilidades e o sistema digital Digora, no diagnóstico de lesões de cárie em superfície proximal de molares decíduos. *Rev. Fac. Odontol. Bauru*. 1999; 7(1/2): 23-30.

Tyndall DA, Kapa SF, Baganell CP. Digital subtraction radiography for detecting cortical and cancellous bone changes in the periapical region. *J Endod* 1990; 16(4): 173-178.

Van Luijk, Sanderink GC. Application of a photodiode in dental radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1986; 62:110-116.

Vandré RH, Webber RL, Winston-Salem NC. Future trends in dental radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995; 80(4): 471-478.

Verdonschot EH, Sanders AJ, Plasschaert AJ. Applicability of an image analysis system in alveolar bone loss measurement. *J Clin Periodontol* 1991; 18: 30-6.

Watanabe P, Tanaka E, Fenyó-Pereira M, Panella J. Estado atual da arte da imagem digital em odontologia. *Rev APCD* 1999; 53(4): 320-25.

Wenzel A. Effect of image enhancement for detectability of bone lesions in digitized intraoral radiographs. *Scand J Dent Res* 1988, 96(2):149-60.

Wenzel A. Influence of computerized information technologies on image quality in dental radiographs. *Tandlaegebladet* 1991; 5(2): 527-559.

Wenzel A, Gröndahl HG. Direct digital radiography in the dental office. *Int Dent J* 1995; 45:(1) 27-34.

Whaites E. *Princípios de Radiologia Odontológica*. 3ª Ed. Artmed 2003, pg. 233.

Wolf B, von Bethlenfalvy E, Hassfeld S, Staehle HJ, Eickholz P. Reliability of assessing interproximal bone loss by digital radiography: intrabony defects. *J Clin Periodontol*. 2001; 28(9):869-878.

Zamperini CA, Gonçalves M, Silva GPL, Guaglianoni DG. Avaliação de imagens radiográficas digitalizadas de lesões de furca em molares inferiores submetidas a diferentes níveis de compressão. *Revista de Odontologia da Unesp* 2005; 34(3).

ANEXO A



Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
Comitê de Ética em Pesquisa / CEP/UFMS

*Carta de Aprovação*

A minha assinatura neste documento, atesta que o protocolo nº 1002 do Pesquisador José Peixoto Ferrão Junior intitulado "A influência da variação da técnica radiográfica na leitura da intensidade do cinza da imagem radiográfica digital nas avaliações das reabsorções ósseas alveolares interproximais", e o seu Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, foram revisados por este comitê e aprovados em reunião ordinária no dia 31 de julho de 2007, encontrando-se de acordo com as resoluções normativas do Ministério da Saúde.

Prof. Odair Pimentel Martins

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da UFMS

Campo Grande, 31 de julho de 2007.

Comitê de Ética da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
<http://www.propp.ufms.br/bioetica/cep/>
bioetica@propp.ufms.br
fone 0XX67 345-7187

ANEXO B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu _____ RG: _____ CPF: _____
residente a _____ abaixo assinado, entendi o trabalho de pesquisa a ser realizado na Policlínica Odontológica da Faculdade de Odontologia da UFMS, estando ciente me submeterei a **tratamento periodontal para solucionar minha inflamação, tendo como benefício o restabelecimento de minha saúde periodontal.**

Permitirei que sejam feitas tomadas radiográficas (radiografias digitais) bem como medidas durante o ato cirúrgico a ser realizado, pré-analisado e indicado segundo os preceitos da Periodontia.

Estes exames e medidas são **rotineiros não apresentando riscos** àqueles que participarem do estudo. As radiografias serão realizadas seguindo as normas de proteção e segurança. A radiação emitida pelo aparelho e que o será recebida pelo paciente apresenta riscos a saúde, porém se realizada de maneira correta seguindo todas as exigências da vigilância sanitária este risco é mínimo. As intervenções cirúrgicas seguem os passos já fundamentados dentro das normas cirúrgicas periodontais. Os dados serão confidenciais e de responsabilidade do profissional que trabalhará na pesquisa.

Quando os resultados forem publicados, os pacientes não serão identificados.

Se o paciente **não concordar** em participar do estudo, terá a liberdade de **recusar** sua participação e poderá também **desistir do mesmo** a qualquer momento, sem prejuízos para a continuação da pesquisa.

Campo Grande, / /

Assinatura do paciente

Pesquisador responsável: José Peixoto Ferrão Junior. Fone: (67) 3383-4171;
e-mail: ferrão.msi@terra.com.br ;
Comitê de Ética da UFMS: (67) 3345-7187

APÊNDICE A

Teste de Tukey HSD (TESTE À POSTERIORI)

Para que possamos identificar quais são essas diferenças significativas entre as médias das variáveis, fizemos uma análise à “posteriori” (Post Hoc Tests), usando o Teste de Tukey HSD, método esse que permite fazer comparações múltiplas em um conjunto de grupos de médias classificadas da menor para maior e identificar as diferenças significativas entre os pares de médias. O seu nome completo é *Tukey honestly significant difference (HSD) test*.

Entre as Imagens Radiográficas

Variável Dependente	(I)Imagens Radiográficas	(J) Imagens Radiográficas	Diferença das Médias (I-J)	Erro Padrão	Sig
Posição Mesial	Radiografia Padrão	Radiografia 3D	0,2167	0,15620	0,348
		Radiografia Negativa	-0,2222	0,15620	0,330
	Radiografia 3D	Radiografia Padrão	-0,2167	0,15620	0,348
		Radiografia Negativa	-0,4389	0,15620	0,014
	Radiografia Negativa	Radiografia Padrão	0,2222	0,15620	0,330
		Radiografia 3D	0,4389	0,15620	0,014
Posição Central	Radiografia Padrão	Radiografia 3D	0,1892	0,13879	0,361
		Radiografia Negativa	-0,2130	0,13879	0,276
	Radiografia 3D	Radiografia Padrão	-0,1892	0,13879	0,361
		Radiografia Negativa	-0,4022	0,13879	0,011
	Radiografia Negativa	Radiografia Padrão	0,2130	0,13879	0,276
		Radiografia 3D	0,4022	0,13879	0,011
Posição Distal	Radiografia Padrão	Radiografia 3D	0,1373	0,12971	0,540
		Radiografia Negativa	-0,1981	0,12971	0,279
	Radiografia 3D	Radiografia Padrão	-0,1373	0,12971	0,540
		Radiografia Negativa	-0,3354	0,12971	0,027
	Radiografia Negativa	Radiografia Padrão	0,1981	0,12971	0,279
		Radiografia 3D	0,3354	0,12971	0,027

As diferenças entre as médias (I-J) que estão afetadas com asteriscos apresentaram diferenças significativas, isto é, as medidas médias das máquinas de Raio X correspondentes chegaram em medidas com diferenças significativas. Assim:

Variável Dependente Posição Mesial

1. Com relação a variável dependente Posição Mesial, a imagem de Radiografia 3D e a imagem de Radiografia Negativa apresentaram uma diferença média de -0,4389, significando que as medidas da primeira imagem, Radiografia 3D (I), são em média menores do que as medidas da imagem Radiografia Negativa (J).
2. Como era de se esperar a Imagem de Radiografia Negativa e a Imagem de Radiografia 3D apresentaram uma diferença média de 0,4389 (caso 1).

APÊNDICE A (Continuação)

Variável Dependente Posição Central

3. Com relação a variável dependente Posição Central, a imagem de Radiografia 3D e a imagem de Radiografia Negativa apresentaram um diferença média de -0,4022, significando que as medidas da primeira imagem, Radiografia 3D (I), são em média menores do que as medidas da imagem Radiografia Negativa (J).

4. Como era de se esperar a imagem de Radiografia Negativa e a imagem de Radiografia 3D apresentaram medidas diferentes (caso 3).

Variável Dependente Posição Distal

5. Com relação a variável dependente Posição Distal, a imagem de Radiografia 3D e a imagem de Radiografia Negativa apresentaram um diferença média de -0,3354, significando que as medidas da primeira imagem, Radiografia 3D (I), são em média menores do que as medidas da imagem Radiografia Negativa (J).

6. Como era de se esperar a imagem de Radiografia Negativa e a imagem de Radiografia 3D apresentaram medidas diferentes (caso 5).

APÊNDICE B

Teste de Tukey HSD (TESTE À POSTERIORI)

Para que possamos identificar quais são essas diferenças significativas entre as médias das variáveis, fizemos uma análise à “posteriori” (Post Hoc Tests), usando o Teste de Tukey HSD, método esse que permite fazer comparações múltiplas em um conjunto de grupos de médias classificadas da menor para maior e identificar as diferenças significativas entre os pares de médias. O seu nome completo é *Tukey honestly significant difference (HSD) test*.

Entre os Ângulos das Radiografias - Variável dependente Posição Mesial

Variável Dependente	(I) Ângulo da Radiografia	(J) Ângulo da Radiografia	Diferença das Médias (I-J)	Erro Padrão	Sig
Posição Mesial	Clínico	Ângulo de zero grau	-1,1662	0,22090	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	-1,3153	0,22090	0,000
		Ângulo de menos 10 graus	-1,5266	0,22090	0,000
		Ângulo de 10 graus à direita	-1,8012	0,22090	0,000
		Ângulo de 10 graus à esquerda	-1,4442	0,22090	0,000
	Ângulo de zero grau	Ângulo de zero grau	1,1662	0,22090	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	-0,1491	0,22090	0,985
		Ângulo de menos 10 graus	-0,3603	0,22090	0,578
		Ângulo de 10 graus à direita	-0,6350	0,22090	0,048
	Ângulo de 10 graus à esquerda	Ângulo de 10 graus à esquerda	-0,2780	0,22090	0,807
		Ângulo de zero grau	1,3153	0,22090	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	0,1491	0,22090	0,984
		Ângulo de menos 10 graus	-0,2112	0,22090	0,931
		Ângulo de 10 graus à direita	-0,4859	0,22090	0,240
	Ângulo de 10 graus à esquerda	Ângulo de 10 graus à esquerda	-0,1289	0,22090	0,992
		Ângulo de zero grau	1,5266	0,22090	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	0,3603	0,22090	0,578
		Ângulo de menos 10 graus	0,2112	0,22090	0,931
	Ângulo de 10 graus à direita	Ângulo de 10 graus à direita	-0,2747	0,22090	0,815
		Ângulo de 10 graus à esquerda	0,0823	0,22090	0,999
		Ângulo de zero grau	1,8012	0,22090	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	0,6350	0,22090	0,048
	Ângulo de dez graus à direita	Ângulo de dez graus à direita	0,4859	0,22090	0,240
		Ângulo de 10 graus à direita	0,2747	0,22090	0,815
		Ângulo de 10 graus à esquerda	0,3570	0,22090	0,588
		Ângulo de zero grau	1,4442	0,22090	0,000
	Ângulo de dez graus à esquerda	Ângulo de dez graus à esquerda	0,2780	0,22090	0,807
		Ângulo de menos 10 graus	0,1289	0,22090	0,992
		Ângulo de 10 graus à direita	-0,0823	0,22090	0,999
		Ângulo de 10 graus à esquerda	-0,3570	0,22090	0,588

As diferenças entre as médias (I-J) que estão afetadas com asteriscos apresentaram diferenças significativas, isto é, as medidas médias dos Ângulos correspondentes chegaram em medidas com diferenças significativas. Assim:

APÊNDICE B (Continuação)

Variável independente: Clínico

1. Com relação a variável dependente Posição Mesial, a medida clínica e o ângulo de zero grau apresentaram um diferença média de $-1,1662$, significando que as medidas da primeira variável Clínica (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de zero grau (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

2. Com relação a variável dependente Posição Mesial, a medida clínica e o ângulo de mais dez graus apresentaram um diferença média de $-1,3153$, significando que as medidas da primeira variável Clínica (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de mais dez graus (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

3. Com relação a variável dependente Posição Mesial, a medida clínica e o ângulo de menos dez graus apresentaram um diferença média de $-1,5266$, significando que as medidas da primeira variável Clínica (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de menos dez graus (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

4. Com relação a variável dependente Posição Mesial, a medida clínica e o ângulo de mais dez graus à direita apresentaram um diferença média de $-1,8012$, significando que as medidas da primeira variável Clínica (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de dez grau à direita (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

5. Com relação a variável dependente Posição Mesial, a medida clínica e o ângulo de menos dez graus à esquerda apresentaram um diferença média de $-1,4442$, significando que as medidas da primeira variável Clínica (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de dez graus à esquerda (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

Variável independente: Ângulo de zero grau

1. Com relação a variável dependente Posição Mesial, a medida da variável Ângulo de zero grau e a variável Clínico apresentaram um diferença média de $1,1662$, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de zero grau (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

2. Com relação a variável dependente Posição Mesial, a medida da variável Ângulo de zero grau e a variável Ângulo de mais dez graus à direita apresentaram um diferença média de $-0,6350$, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de zero grau (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de dez graus à direita (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

Variável independente: Ângulo de mais dez graus

1. Com relação a variável dependente Posição Mesial, a medida da variável Ângulo de mais dez graus e a variável Clínico apresentaram um diferença média de $1,3153$, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de mais dez graus (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

APÊNDICE B (Continuação)

Variável independente: Ângulo de menos dez graus

1. Com relação a variável dependente Posição Mesial, a medida da variável Ângulo de menos dez graus e a variável Clínico apresentaram um diferença média de 1,5266, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de menos dez graus (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

Variável independente: Ângulo de dez graus à direita

1. Com relação a variável dependente Posição Mesial, a medida da variável Ângulo de mais dez graus à direita e a variável Clínico apresentaram um diferença média de 1,8012, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de dez graus à direita (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

Variável independente: Ângulo de dez graus à esquerda

1. Com relação a variável dependente Posição Mesial, a medida da variável Ângulo de menos dez graus à esquerda e a variável Clínico apresentaram um diferença média de 1,4442, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de dez graus à esquerda (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

APÊNDICE C

Teste de Tukey HSD (TESTE À POSTERIORI)

Para que possamos identificar quais são essas diferenças significativas entre as médias das variáveis, fizemos uma análise à “posteriori” (Post Hoc Tests), usando o Teste de Tukey HSD, método esse que permite fazer comparações múltiplas em um conjunto de grupos de médias classificadas da menor para maior e identificar as diferenças significativas entre os pares de médias. O seu nome completo é *Tukey honestly significant difference (HSD) test*.

Variável dependente Posição Central

Variável Dependente	(I) Ângulo da Radiografia	(J) Ângulo da Radiografia	Diferença das Médias (I-J)	Erro Padrão	Sig
Posição Central	Clínico	Ângulo de zero grau	-1,1584	0,19629	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	-1,3623	0,19629	0,000
		Ângulo de menos 10 graus	-1,5728	0,19629	0,000
		Ângulo de 10 graus à direita	-1,8211	0,19629	0,000
		Ângulo de 10 graus à esquerda	-1,4592	0,19629	0,000
	Ângulo de zero grau	Ângulo de zero grau	1,1584	0,19629	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	-02039	0,19629	0,905
		Ângulo de menos 10 graus	-0,4143	0,19629	0,283
		Ângulo de 10 graus à direita	-0,6627	0,19629	0,010
		Ângulo de 10 graus à esquerda	-0,3008	0,19629	0,643
	Ângulo de mais dez graus	Ângulo de zero grau	1,3623	0,19629	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	0,2039	0,19629	0,905
		Ângulo de menos 10 graus	-0,2104	0,19629	0,892
		Ângulo de 10 graus à direita	-0,4588	0,19629	0,181
		Ângulo de 10 graus à esquerda	-0,0969	0,19629	0,996
	Ângulo de menos dez graus	Ângulo de zero grau	1,5728	0,19629	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	0,4143	0,19629	0,283
		Ângulo de menos 10 graus	0,2104	0,19629	0,892
		Ângulo de 10 graus à direita	-0,2483	0,19629	0,804
		Ângulo de 10 graus à esquerda	0,1136	0,19629	0,992
	Ângulo de dez graus à direita	Ângulo de zero grau	1,8211	0,19629	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	0,6627	0,19629	0,010
		Ângulo de menos 10 graus	0,4588	0,19629	0,181
		Ângulo de 10 graus à direita	0,2483	0,19629	0,804
		Ângulo de 10 graus à esquerda	0,3619	0,19629	0,439
	Ângulo de dez graus à esquerda	Ângulo de zero grau	1,4592	0,19629	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	0,3008	0,19629	0,643
		Ângulo de menos 10 graus	0,0969	0,19629	0,996
Ângulo de 10 graus à direita		-0,1136	0,19629	0,992	
Ângulo de 10 graus à esquerda		-0,3619	0,19629	0,439	

As diferenças entre as médias (I-J) que estão afetadas com asteriscos apresentaram diferenças significativas, isto é, as medidas médias dos Ângulos correspondentes chegaram a medidas com diferenças significativas. Assim:

APÊNDICE C (Continuação)

Variável independente: Clínico

1. Com relação a variável dependente Posição Central, a medida clínica e o ângulo de zero grau apresentaram um diferença média de $-1,1584$, significando que as medidas da primeira variável Clínica (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de zero grau (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

2. Com relação a variável dependente Posição Central, a medida clínica e o ângulo de mais dez graus apresentaram um diferença média de $-1,3623$, significando que as medidas da primeira variável Clínica (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de mais dez graus (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

3. Com relação a variável dependente Posição Central, a medida clínica e o ângulo de menos dez graus apresentaram um diferença média de $-1,5728$, significando que as medidas da primeira variável Clínica (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de menos dez graus (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

4. Com relação a variável dependente Posição Central, a medida clínica e o ângulo de mais dez graus à direita apresentaram um diferença média de $-1,8211$, significando que as medidas da primeira variável Clínica (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de dez grau à direita (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

5. Com relação a variável dependente Posição Central, a medida clínica e o ângulo de menos dez graus à esquerda apresentaram um diferença média de $-1,4592$, significando que as medidas da primeira variável Clínica (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de dez graus à esquerda (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

Variável independente: Ângulo de zero grau

1. Com relação a variável dependente Posição Central, a medida da variável Ângulo de zero grau e a variável Clínico apresentaram um diferença média de $1,1584$, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de zero grau (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

2. Com relação a variável dependente Posição Central, a medida da variável Ângulo de zero grau e a variável Ângulo de mais dez graus à direita apresentaram um diferença média de $-0,6627$, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de zero grau (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de dez graus à direita (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

Variável independente: Ângulo de mais dez graus

1. Com relação a variável dependente Posição Central, a medida da variável Ângulo de mais dez graus e a variável Clínico apresentaram um diferença média de $1,3623$, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de mais dez graus (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

APÊNDICE C (Continuação)

Variável independente: Ângulo de menos dez graus

1. Com relação a variável dependente Posição Central, a medida da variável Ângulo de menos dez graus e a variável Clínico apresentaram um diferença média de 1,5728, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de menos dez graus (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

Variável independente: Ângulo de dez graus à direita

1. Com relação a variável dependente Posição Central, a medida da variável Ângulo de dez graus à direita e a variável Clínico apresentaram um diferença média de 1,8211, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de dez graus à direita (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

Variável independente: Ângulo de dez graus à esquerda

1. Com relação a variável dependente Posição Central, a medida da variável Ângulo de dez graus à esquerda e a variável Clínico apresentaram um diferença média de 1,4592, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de dez graus à esquerda (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

APÊNDICE D

Teste de Tukey HSD (TESTE À POSTERIORI)

Para que possamos identificar quais são essas diferenças significativas entre as médias das variáveis, fizemos uma análise à “posteriori” (Post Hoc Tests), usando o Teste de Tukey HSD, método esse que permite fazer comparações múltiplas em um conjunto de grupos de médias classificadas da menor para maior e identificar as diferenças significativas entre os pares de médias. O seu nome completo é *Tukey honestly significant difference (HSD) test*.

Variável dependente Posição Distal

Variável Dependente	(I) Ângulo da Radiografia	(J) Ângulo da Radiografia	Diferença das Médias (I-J)	Erro Padrão	Sig
Posição Distal	Clínico	Ângulo de zero grau	-1,2057*	0,18343	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	-1,4059*	0,18343	0,000
		Ângulo de menos 10 graus	-1,5687*	0,18343	0,000
		Ângulo de 10 graus à direita	-1,8318*	0,18343	0,000
		Ângulo de 10 graus à esquerda	-1,4371*	0,18343	0,000
	Ângulo de zero grau	Ângulo de zero grau	1,2057*	0,18343	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	-0,2002	0,18343	0,885
		Ângulo de menos 10 graus	-0,3630	0,18343	0,356
		Ângulo de 10 graus à direita	-0,6261	0,18343	0,009
	Ângulo de dez graus	Ângulo de 10 graus à esquerda	-0,2314	0,18343	0,806
		Ângulo de zero grau	1,4059	0,18343	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	0,2002	0,18343	0,885
		Ângulo de menos 10 graus	-0,1628	0,18343	0,949
	Ângulo de dez graus à direita	Ângulo de 10 graus à direita	-0,4259	0,18343	0,187
		Ângulo de 10 graus à esquerda	-0,0312	0,18343	1,000
		Ângulo de zero grau	1,5687	0,18343	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	0,3630	0,18343	0,356
	Ângulo de dez graus à esquerda	Ângulo de menos 10 graus	0,1628	0,18343	0,949
		Ângulo de 10 graus à direita	-0,2631	0,18343	0,706
		Ângulo de 10 graus à esquerda	0,1316	0,18343	0,980
		Ângulo de zero grau	1,8318	0,18343	0,000
	Ângulo de dez graus à direita	Ângulo de mais 10 graus	0,6261	0,18343	0,009
		Ângulo de menos 10 graus	0,4259	0,18343	0,187
		Ângulo de 10 graus à direita	0,2631	0,18343	0,706
		Ângulo de 10 graus à esquerda	0,3947	0,18343	0,263
	Ângulo de dez graus à esquerda	Ângulo de zero grau	1,4371*	0,18343	0,000
		Ângulo de mais 10 graus	0,2314	0,18343	0,806
		Ângulo de menos 10 graus	0,0312	0,18343	1,000
		Ângulo de 10 graus à direita	-0,1316	0,18343	0,980
			Ângulo de 10 graus à esquerda	-0,3947	0,18343

As diferenças entre as médias (I-J) que estão afetadas com asteriscos apresentaram diferenças significativas, isto é, as medidas médias dos Ângulos correspondentes chegaram a medidas com diferenças significativas. Assim:

APÊNDICE D (Continuação)

Variável independente: Clínico

1. Com relação a variável dependente Posição Distal, a medida clínica e o ângulo de zero grau apresentaram um diferença média de $-1,2057$, significando que as medidas da primeira variável Clínico (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de zero grau (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

2. Com relação a variável dependente Posição Distal, a medida clínica e o ângulo de mais dez graus apresentaram um diferença média de $-1,4059$, significando que as medidas da primeira variável Clínico (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de mais dez graus (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

3. Com relação a variável dependente Posição Distal, a medida clínica e o ângulo de menos dez graus apresentaram um diferença média de $-1,5687$, significando que as medidas da primeira variável Clínico (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de menos dez graus (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

4. Com relação a variável dependente Posição Distal, a medida clínica e o ângulo de mais dez graus à direita apresentaram um diferença média de $-1,8318$, significando que as medidas da primeira variável Clínica (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de dez grau à direita (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

5. Com relação a variável dependente Posição Distal, a medida clínica e o ângulo de menos dez graus à esquerda apresentaram um diferença média de $-1,4371$, significando que as medidas da primeira variável Clínica (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de dez graus à esquerda (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

Variável independente: Ângulo de zero grau

1. Com relação a variável dependente Posição Distal, a medida da variável Ângulo de zero grau e a variável Clínico apresentaram um diferença média de $1,2057$, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de zero grau (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

2. Com relação a variável dependente Posição Distal, a medida da variável Ângulo de zero grau e a variável Ângulo de dez graus à direita apresentaram um diferença média de $-0,6261$, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de zero grau (I), são em média menores do que as medidas da variável Ângulo de dez graus à direita (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

Variável independente: Ângulo de mais dez graus

1. Com relação a variável dependente Posição Distal, a medida da variável Ângulo de mais dez graus e a variável Clínico apresentaram um diferença média de $1,4059$, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de mais dez graus (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

APÊNDICE D (Continuação)

Variável independente: Ângulo de menos dez graus

1. Com relação a variável dependente Posição Distal, a medida da variável Ângulo de menos dez graus e a variável Clínico apresentaram um diferença média de 1,5687, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de menos dez graus (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

Variável independente: Ângulo de dez graus à direita

1. Com relação a variável dependente Posição Distal, a medida da variável Ângulo de dez graus à direita e a variável Clínico apresentaram um diferença média de 1,8318, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de dez graus à direita (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).

2. Com relação a variável dependente Posição Distal, a medida da variável Ângulo de dez graus à direita e a variável Ângulo de zero grau apresentaram um diferença média de 0,6261, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de dez graus à direita (I), são em média maiores do que as medidas da variável Ângulo de zero grau (J). Sig = 0,009 (altamente significativa).

Variável independente: Ângulo de dez graus à esquerda

1. Com relação a variável dependente Posição Distal, a medida da variável Ângulo de dez graus à esquerda e a variável Clínico apresentaram um diferença média de 1,4371, significando que as medidas da primeira variável Ângulo de dez graus à esquerda (I), são em média maiores do que as medidas da variável Clínico (J). Sig = 0,000 (altamente significativa).