

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS
Programa de Pós-graduação em Odontologia

Bruno Fernando Cançado Oliveira

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO DA PRÓTESE SOBRE IMPLANTE
POR MEIO DE RADIOGRAFIAS PERIAPICAIS**

Belo Horizonte

2014

Bruno Fernando Cançado Oliveira

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO DA PRÓTESE SOBRE IMPLANTE
POR MEIO DE RADIOGRAFIAS PERIAPICAIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de Concentração: Clínicas Odontológicas - Ênfase: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Flávio Ricardo Manzi

Coorientador: Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen

Belo Horizonte

2014

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

O48a Oliveira, Bruno Fernando Cançado
Avaliação da adaptação da prótese sobre implante por meio de radiografias periapicais / Bruno Fernando Cançado Oliveira. Belo Horizonte, 2014.
46f. : il.

Orientador: Flávio Ricardo Manzi
Coorientador: Wellington Corrêa Jansen
Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais.
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

1. Prótese dentária fixada por implante. 2. Radiografia dentária digital. I. Manzi, Flávio Ricardo. II. Jansen, Wellington Corrêa. III. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

SIB PUC MINAS

CDU: 616.314-089.28

Bruno Fernando Cançado Oliveira

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO DA PRÓTESE SOBRE IMPLANTE POR MEIO DE
RADIOGRAFIAS PERIAPICAIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de Concentração: Clínicas Odontológicas – Ênfase: Prótese Dentária.

COMPOSIÇÃO DA BANCA EXAMINADORA:

- 1- Profa. Dra. Roselaine Moreira Coelho Milagres – UFMG
- 2- Prof. Dr. Paulo Isaias Seraidarian – PUC Minas
- 3- Prof. Dr. Flávio Ricardo Manzi – PUC Minas

DATA DA APRESENTAÇÃO E DEFESA: 24 de fevereiro de 2014

A dissertação, nesta identificada, foi aprovada pela Banca Examinadora

Belo Horizonte, 23 de abril de 2014

Prof. Dr. Flávio Ricardo Manzi
Orientador

Prof. Dr. Martinho Campolina Rebello Horta
**Coordenador do Programa de Pós-graduação
em Odontologia**

Para Andiará, minha maior incentivadora,
aos meus filhos Mateus e João.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Flávio Ricardo Manzi, pela disponibilidade, atenção, dedicação e ajuda incondicional.

Ao meu coorientador, Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen, pelo incentivo, orientações e conhecimentos transmitidos durante o curso.

Aos funcionários do centro de desenvolvimento da tecnologia nuclear, pela imensa ajuda na produção das imagens, utilizando a microscopia eletrônica de varredura. Um agradecimento especial a Eduardo Antônio de Carvalho, pela disponibilidade, comprometimento, profissionalismo e boa vontade demonstrados na produção deste trabalho.

Ao meu pai, por ser um sinônimo de força, luta e amor pela família.

A minha mãe e irmãos por estarem sempre ao meu lado, por serem referência de eterna amizade e companheirismo.

Aos amigos, familiares e colegas, que de alguma forma contribuíram para esta realização.

Agradeço, em especial, a minha esposa Andiará, por sempre acreditar em mim, sendo minha maior incentivadora e grande responsável pela realização deste sonho.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar e comparar as imagens radiográficas convencionais, em diferentes tipos de processamento, e digitais na avaliação da adaptação da prótese sobre implante. Foram criados sete corpos de prova com diversos desajustes entre o intermediário e a plataforma do implante. A microscopia eletrônica de varredura foi utilizada para comprovar a desadaptação e realizar sua mensuração. As radiografias foram avaliadas por cinco dentistas especialistas em Radiologia Odontológica e Imaginologia para a detecção de desajustes. A análise estatística Kappa de Cohen com ponderação linear foi realizada para medições de concordância inter e intra-examinador e foi utilizada a análise de ROC (Receiver Operating Characteristic), com nível de significância de $p = 0,05$. A análise inter-examinador apresentou valor de kappa igual a 0,74, enquanto o valor médio de Kappa na avaliação intra-examinador foi de 0,90. A imagem digital apresentou a maior área no gráfico de ROC e a imagem radiográfica convencional, com revelação manual, a menor área. As imagens obtidas com as radiografias convencionais, tanto no processamento manual quanto no automático, apresentaram diferença estatisticamente significativa com o real ($p < 0,05$). Concluiu-se que os sistemas convencionais de imagem radiográfica não fornecem informações suficientes para avaliar a adaptação da prótese sobre o implante.

Palavras-chave: Prótese dentária fixada por implantes. Falha da prótese. Radiografia dentária digital.

ABSTRACT

The purpose of this paper was to evaluate and compare conventional, in different types of processing, and digital radiographic images on the assessment the adaption prosthesis over implant adaptation. Seven test specimens were made with several maladjustments between the intermediate and platform of the implant. A scanning electron microscope was used to prove the misadaptation and perform its mensuration. The radiographs were evaluated by five dentists specialized in Dental Radiology and Imaging for maladjustment detection. Cohen's Kappa statistical analysis with linear weighting was performed inter and intra-examiner for measures of concordance and ROC analysis (Receiver Operating Characteristic) was used, with significance level of $p = 0,05$. The inter-examiner analysis showed the kappa value as being equal to 0,74, whereas the average kappa value in the intra-examiner evaluation was 0,90. The digital image showed the biggest area on the ROC graph and the conventional images, with manual development, the smallest area. The images obtained through conventional radiographs, both on manual processing and automatic, showed statistically significant differences from the real one ($p < 0,05$). We concluded that the conventional systems of radiograph imaging do not provide sufficient information to evaluate the prosthesis over implant adaptation.

Keywords: Dental prosthesis fixed by implants. Prosthesis failure. Digital dental radiograph.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 OBJETIVOS	18
3 MATERIAIS E MÉTODOS	19
3.1 Preparo da amostra	19
3.2 Aquisição das imagens	19
3.3 Avaliação das imagens	21
3.4 Validação do diagnóstico radiográfico	23
3.5 Testes estatísticos	25
4 ARTIGO	27
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	44
REFERÊNCIAS	45

1 INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegrados não possuem os tecidos periodontais de um dente natural que permitem compensar pequenos erros de relacionamento entre a prótese e o elemento pilar, isto leva a necessidade de um critério de fabricação mais preciso (BRUNSKI; SKALAK, 1998).

Quando se consegue correta adaptação entre a estrutura prótese-implante, as referências anatomofuncionais periféricas, importantes na osseointegração, ficam estáveis e saudáveis, permitindo longevidade do sistema. De forma oposta, quando ocorre a desadaptação, falhas mecânicas e biológicas podem comprometer todo o sistema. Vários são os exemplos de comprometimento mecânico, a má distribuição de forças, o afrouxamento e fratura de parafusos protéticos. Quanto às falhas biológicas, pode-se citar a perda óssea marginal acelerada, as reações teciduais adversas, a sensibilidade, dor e o fracasso da osseointegração (KAN et al., 1999).

A desadaptação ou adaptação não passiva é de causa multifatorial, podendo ocorrer em qualquer etapa da fabricação do elemento protético. Vários fatores influenciam o resultado final da adaptação, como a técnica de moldagem, os materiais utilizados (distorções), os distintos processos de fabricação das estruturas metálicas, o tipo de soldagem, a cocção da porcelana, o desenho da plataforma (conexão interna ou externa), a experiência profissional e as técnicas e os critérios de avaliação da passividade (DINATO; WULFF; BIANCHINI, 2001; HAMATA et al., 2005). Segundo Kan et al. (1999), para tentar minimizar a desadaptação deve-se, durante a confecção da prótese, procurar técnicas de moldagem que produzam menor distorção, construir gabaritos que garantam o reposicionamento correto dos componentes entre modelo e boca, realizar estruturas metálicas fundidas separadas em seções para obtenção de soldas e modelos mestre de referência. Segundo Branemark (1983), uma prótese para assegurar um estímulo de remodelação óssea adequado, deve apresentar desadaptação de até 10 μm .

É praticamente impossível se obter uma prótese absolutamente adaptada dentro do limite de 10 μm , preconizado por Bränemark (1983). Não existe na literatura um consenso sobre o nível de adaptação aceitável e a relação entre a o grau de desadaptação e seus efeitos biológicos adversos. As avaliações clínicas de adaptação são subjetivas e dependem da experiência e do bom senso do profissional (HAMATA et al., 2005). As avaliações são subjetivas por não existir um protocolo claro sobre o que é aceitável ou não em termos de desadaptação, pelo fato de estar lidando com medições na ordem de micrometros e de

existirem várias técnicas que dependem da interpretação, sensibilidade e habilidade do cirurgião-dentista (HAMATA et al., 2005).

Para avaliação desta adaptação são utilizadas as radiografias, o aperto de apenas um parafuso (usado em próteses múltiplas), a sondagem, o relato do paciente quanto à sensibilidade, visualização direta e indireta (utilizando fotografias) e assentamento manual (pressão digital) (HAMATA et al., 2005). No laboratório (*in vitro*), pode-se utilizar a radiografia, a microscopia eletrônica de varredura, a microscopia óptica, a microscopia de varredura a laser ou as abordagens teóricas através do modelo de elemento finito (COELHO et al., 2008). Konermann et al. (2010) consideram que a análise tátil sozinha não é suficientemente precisa, assim, o uso da radiografia somado a experiência clínica do cirurgião-dentista gera adequada gestão de defeitos de restauração.

Assim, não existe ainda consenso na literatura para se definir qual seria o nível de ajuste aceitável (SIMAMOTO JÚNIOR et al., 2008). Ao longo do tempo muitos autores publicaram trabalhos tentando definir o que era uma desadaptação aceitável. Klineberg e Murray, em 1985, publicaram um artigo em que foi sugerido que desadaptações superiores a 30 μm em mais de 10 % do perímetro da interface pilar/implante seriam inaceitáveis. Jemt & Book, em 1996, já sugeriu que desajustes superiores a 150 μm eram inaceitáveis. Embora sendo altamente citados em trabalhos, estes valores são de origem empírica (KAN et al., 1999). Segundo Hamata et al. (2005), mesmo que fosse estabelecido um nível clínico aceitável, seria difícil ou mesmo impossível sua medição, na ordem de micrometros, durante a rotina clínica.

As radiografias também são usadas, de forma usual, para verificar a adaptação do componente protético do implante quando a interface implante/intermediário não é facilmente visível, como em restaurações subgengivais. A radiografia panorâmica produz muita distorção em sua imagem e faz com que a radiografia periapical seja o método de escolha para a obtenção da imagem da interface implante-pilar (Sharkey et al., 2011).

O sucesso do tratamento protético é alcançado com um planejamento minucioso, sendo o diagnóstico por imagens um dos seus passos mais importantes (VANDENBERGHE; JACOBS; YANG, 2007). O uso de imagens radiográficas para a detecção de desadaptação marginal é um desafio devido à sua resolução limitada e por serem utilizadas, de forma comum, somente para avaliar o sucesso ou o fracasso e a estabilidade dos implantes (COELHO et al., 2008).

Independente do tipo de sistema radiográfico (digital ou convencional) que será utilizado para verificar uma desadaptação é imprescindível que a radiografia apresente

qualidade técnica. Isto é, que não apresente distorções, que reproduza com fidelidade a forma e o tamanho do objeto radiografado, com uma nitidez máxima, rica em detalhes e apresentando um grau de densidade e contraste médio (ALBUQUERQUE, 2006).

Para a obtenção da radiografia digital utilizamos o mesmo aparelho de raios X e as mesmas técnicas radiográficas utilizadas nos sistemas convencionais. A diferença encontra-se no uso do sensor digital para sensibilização dos raios X ao invés dos filmes radiográficos e no modo de produção da imagem. Enquanto no método convencional a imagem é obtida através de processos químicos, o método digital converte a energia dos raios X, que sensibilizaram os sensores, em sinais luminosos que são lidos por um software e transformados em imagem (ALBUQUERQUE, 2006).

A radiografia digital, quando comparada com a convencional, apresenta várias vantagens, como menor tempo de exposição à radiação, redução no tempo para obtenção da imagem (podendo ser instantânea a sua obtenção), eliminação da fase química (gerando benefícios ambientais e diminuindo etapas para aquisição da imagem), redução no número de repetições, manipulação da imagem por meio de programas próprios, podendo ser ajustado o brilho e contraste, inversão positivo/negativo, colorização, relevo, zoom, medidas lineares e angulares, além destas vantagens deve-se ressaltar a facilidade de armazenamento e envio da imagem (PASLER, 1999; ALBUQUERQUE, 2006). Como desvantagem, a radiografia digital apresenta o alto custo financeiro inicial para se obter a estrutura e equipamentos necessários (ALBUQUERQUE, 2006).

Assim, pelo fato da desadaptação ser um fator de risco para a reabilitação com implantes, a sua detecção é de fundamental importância para o sucesso do tratamento com implantes. Para isso, deve-se saber qual modalidade de imagens radiográficas periapicais (convencionais ou digitais) é o mais indicado para esta avaliação.

2 OBJETIVOS

O objetivo da realização deste trabalho foi avaliar e comparar as imagens radiográficas convencionais, em diferentes tipos de processamento, e digitais na avaliação da adaptação da prótese sobre implante.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Preparo da amostra

Para realização da presente pesquisa, foi utilizado um modelo em acrílico de mandíbula edêntula (Figura 1), onde foram inseridos cinco implantes, na região de pré-molares, da marca Neodent (Titamax Ti Cortical), de plataforma 4.1, com hexágono externo. Foi instalado um intermediário de titânio antirrotacional, pré-fabricado, usado na clínica para confecção de provisório, da marca Neodent (Titamax Ti Cortical), em dois implantes. Foi aplicado um torque de 20 N no parafuso passante de cada intermediário (preconizado pelo fabricante).

Sete tipos de corpos de prova foram criados: O primeiro sem desadaptação (Padrão), o segundo com um disco de PVC criando a desadaptação, o terceiro com dois discos interpostos, o quarto com três discos interpostos, o quinto com quatro, o sexto com cinco e o sétimo com seis discos.

Figura 1: Modelo de acrílico edêntula com implantes. Note-se, ainda, o sensor CCD.



Fonte: Elaborado pelo autor.

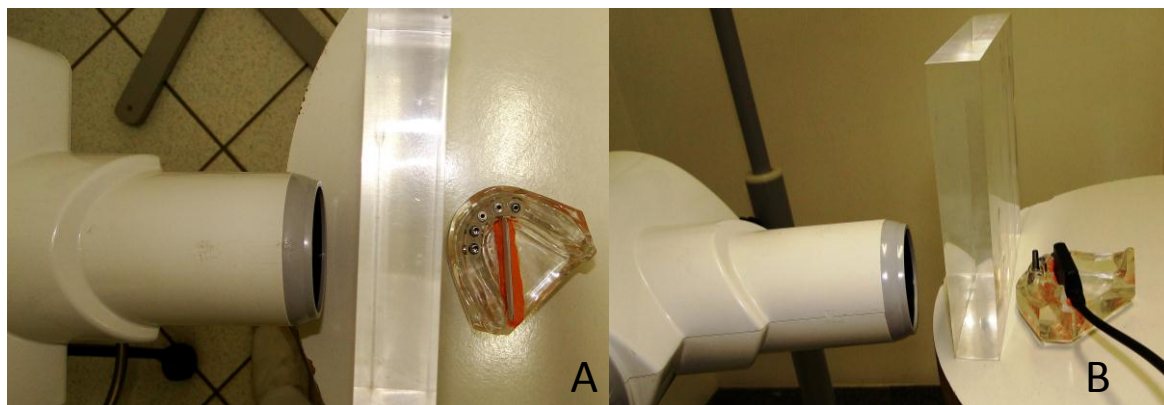
3.2 Aquisição das imagens

Foram realizadas três radiografias periapicais para cada corpo de prova, sendo duas utilizando filmes convencionais e uma utilizando o sensor digital CCD (Charged Coupled Device), em um total de 21 imagens radiográficas. Para aquisição das imagens radiográficas

intrabucais, foi utilizado o aparelho radiográfico Kodak 2200 Intraoral X-Ray System® (Carestream Health, Inc.). No método convencional foram utilizados filmes radiográficos Kodak Insight® (Carestream Health, Inc.), tamanho 2 (Figura 2A). No método digital sistema CCD (Figura 2B), sensor digital Kodak RVG 5100® (Carestream Health, Inc.), tamanho 1. O modelo em acrílico foi posicionado de forma a permitir aquisição de imagens radiográficas padronizadas, mantendo as distâncias fonte de radiação – receptor igual a 40 cm. Foi utilizada uma placa de acrílico de 10 mm de espessura entre a fonte de radiação e o manequim, com a intenção atenuar o feixe de radiação, simulando os tecidos mole do paciente. (SOGUR; BAKS; GRÖNDAHL, 2007; CALDAS et al., 2010).

Para a técnica radiográfica foi utilizada angulação vertical 0° com os implantes e horizontal 90°. Para esta padronização, um suporte em acrílico foi confeccionado de forma que permitia orientar corretamente o cilindro do aparelho radiográfico e tivesse uma base para apoio do modelo com os implantes e um dispositivo fixo para manutenção do filme/sensor de imagem. Os fatores de exposição utilizados foram 60 kV, 7mA e o tempo de exposição variou de acordo com o recomendado pelo fabricante para cada método, ou seja, método convencional 0,454 segundos e método digital CCD 0,143 segundos.

Figura 2: Suporte personalizado para filme convencional (A) e para o sensor de CCD.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O processamento dos filmes convencionais foi realizado após a exposição aos raios X pelos métodos: sete filmes no processamento manual, utilizando soluções reveladoras e fixadoras Kodak® (Carestream Health, Inc.) com temperatura de 25 °C, com tempo de revelação de 3 minutos e fixação de 10 minutos, com soluções novas, e sete filmes em processadora automática A/T2000 XR® (Air Techniques), num tempo total de seco a seco de

cinco minutos com as soluções reveladoras e fixadoras recém-preparadas Kodak Automixer® (Carestream Health, Inc.).

Para simulação/produção das desadaptações dos implantes, foi confeccionado discos com filme de PVC especial (ORACAL ® 651 Intermediate Cal) com espessura de 70 µm, que foram colocados entre o intermediário e a plataforma do implante (Figura 3). Um torque de 20 N foi dado em cada ucla. Desta forma, primeiramente foi inserido apenas um disco de PVC e realizados todos os procedimentos de imagens convencionais e digitais. Na etapa seguinte, dois discos de PVC foram colocados nesta interface e assim sucessivamente até a colocação de seis discos de PVC entre a plataforma do implante e o intermediário, sempre realizando as respectivas imagens radiográficas. Em seguida, a microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi realizada na região de união do implante com o intermediário em todos os corpos de prova.

Figura 3: Discos de filme de PVC especial sobre a plataforma do implante.



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.3 Avaliação das imagens

A interpretação das imagens radiográficas foi realizada por 5 cirurgiões dentistas especialistas em Radiologia Odontológica e Imaginologia, com vasta experiência na interpretação de imagens radiográficas. Para interpretação das radiografias convencionais foi utilizado negatoscópio de luz fria e foi permitido o uso de lupas. A interpretação das imagens digitais foi realizada diretamente no software KDIS - Kodak Dental Imaging Software® (Carestream Health, Inc.), no formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), sendo permitido o uso de todos os recursos disponíveis (utilização de filtros,

zoom, alterações de brilho, contraste e gama, além dos recursos negativo e avaliação densitométrica), os quais foram devidamente explicados aos observadores. Foi utilizado computador com placa gráfica GeForce 9500 GT® (Nvidia Corporation) e monitor LED LG Flatron E2241® (LG Electronics), com resolução de 1920x1080 pixels e os níveis de brilho e contraste do monitor fixados em sua configuração pré-estabelecida.

Com a finalidade de oferecer as mesmas condições aos observadores, todos utilizaram os mesmos recursos para avaliação das imagens, ou seja, o mesmo negatoscópio, mesmo ambiente, mesmo computador e monitor. As radiografias (Figura 4) foram interpretadas de maneira aleatória, duas vezes em momentos distintos. Para evitar comprometimento em virtude de fadiga visual, a análise foi limitada a 50 imagens por dia.

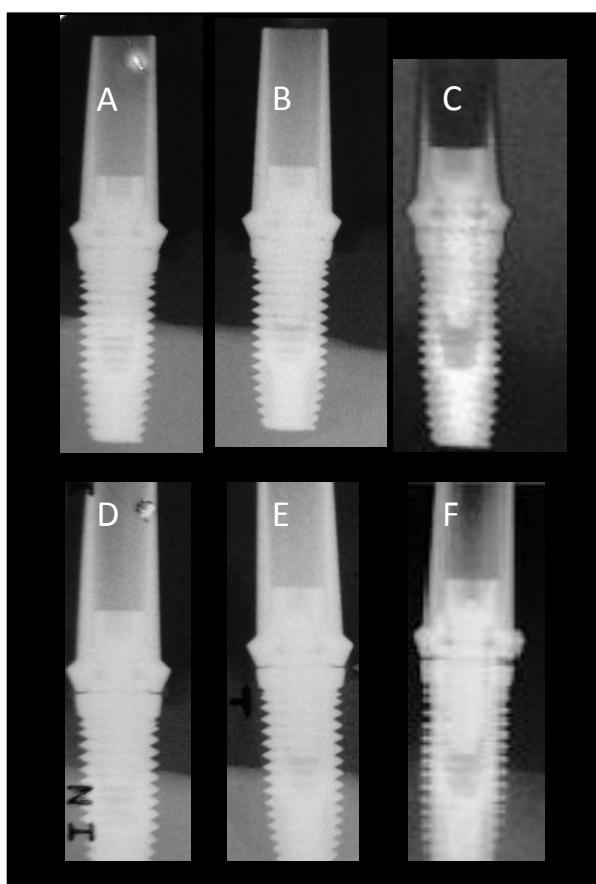
Os observadores classificaram as imagens de acordo com o quadro 1.

Quadro 1 – Classificação das imagens radiográficas.

A1	Certamente não apresenta desconforto
A2	Provavelmente não apresenta desconforto
B	Não há como afirmar presença de desconforto
B1	Certamente apresenta desconforto
B2	Provavelmente apresenta desconforto

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 4: Imagens radiográficas. A – Filme convencional no processamento manual sem filtro de PVC, B – Filme convencional no processamento automático sem filtro de PVC, C - Digital sem filtro de PVC, D – Filme convencional no processamento manual com 6 filtros de PVC, E – Filme convencional no processamento automático com 6 filtros de PVC, F - Digital com 6 filtros de PVC.



Fonte: Elaborado pelo autor.

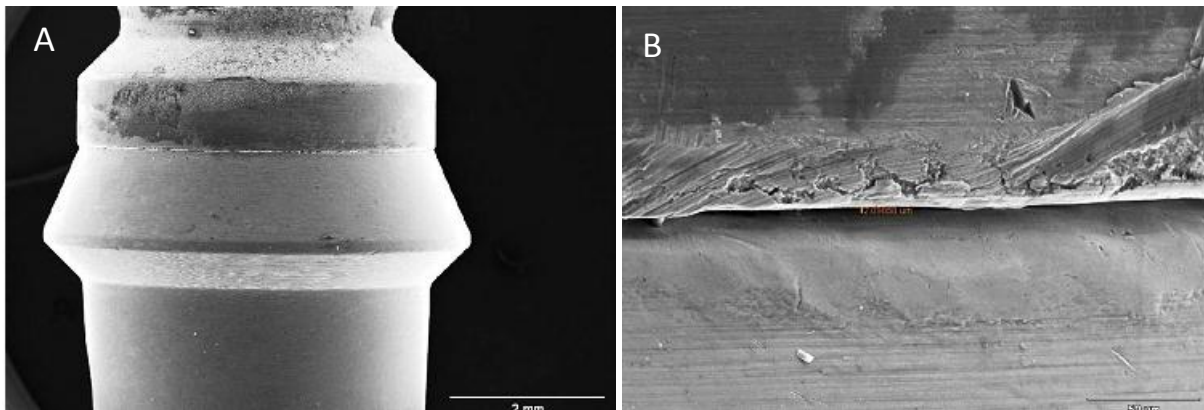
3.4 Validação do diagnóstico radiográfico

De acordo com Wenzel e Hintze (1999), um padrão ouro fidedigno deve preencher três critérios universais: ser estabelecido por um método que seja reproduzível, descrever as características anatomopatológicas da doença em estudo e ser independente do método de diagnóstico sob avaliação. Ao serem utilizadas imagens radiográficas como padrão ouro, em pesquisas acerca do desempenho de modalidades de aquisição de imagens, os critérios supracitados não serão completamente preenchidos, uma vez que os diagnósticos radiográficos não são reproduzíveis e o método de validação não será independente das modalidades sob teste. O exame histológico é um método de validação altamente

reproduzível, sendo o ideal para pesquisas *in vitro* (WENZEL; HINTZE, 1999; HINTZE; WENZEL; FRYDENBERG, 2002).

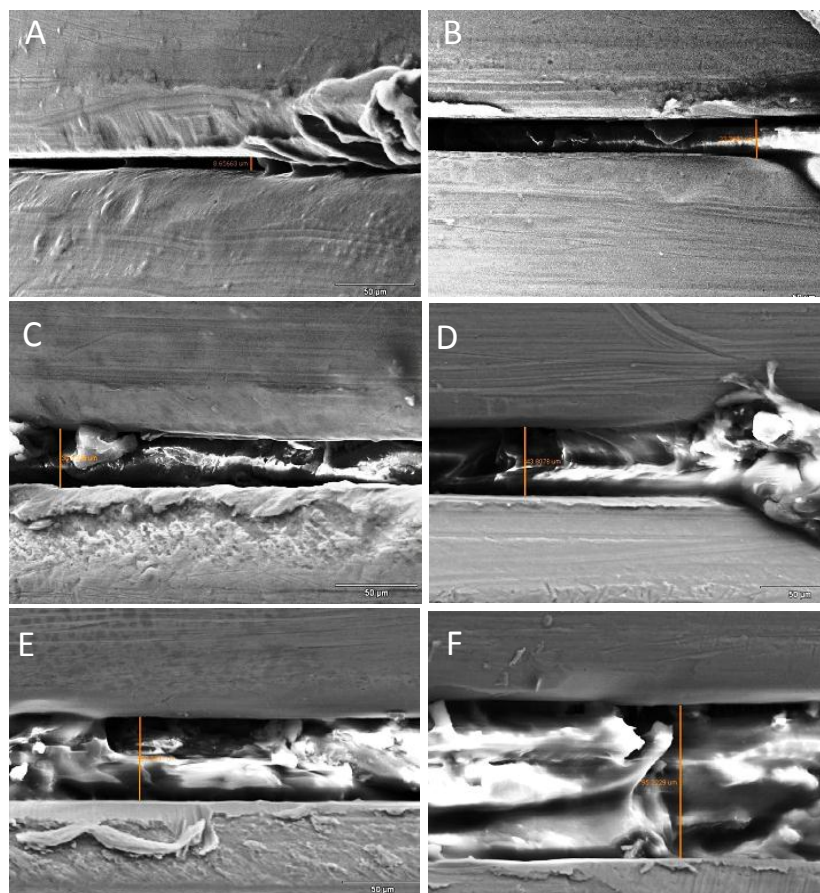
Para validar o diagnóstico radiográfico da presente pesquisa (padrão ouro), estes implantes, juntamente com os intermediários foram submetidos à microscopia de varredura eletrônica (Microscópio Eletrônico de varredura JEOL JSM-530), sem nenhum filme de PVC, para caracterizar como padrão ouro de adaptação, conforme recomendado pelo fabricante, e com a colocação destes filtros de PVC (0 a 6 discos - Figuras 5 e 6).

Figura 5: Imagens do microscópio eletrônico de varredura em diferentes aumentos A – 15 vezes e B – 500 vezes evidenciando área entre implante e o intermediário sem filtro de PVC (interface de 2,09 μm).



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 6: Imagens no microscópio eletrônico de varredura (aumento de 500 vezes) evidenciando área entre implante e ucla com: A – 1 filtro de PVC (interface de 8,66 μm), B – 2 filtros de PVC (interface de 23,34 μm), C - 3 filtros de PVC (interface de 36,20 μm), D – 4 filtros de PVC (interface de 43,81 μm), E - 5 filtros de PVC (interface de 52,96 μm) e F – 6 filtros de PVC (interface de 95,22 μm).



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.5 Testes estatísticos

O indicador Kappa informa a proporção de concordâncias, além da esperada pelo acaso, e varia de -1 a +1. Menos 1 significa completo desacordo e mais 1, exato acordo nas interpretações. Zero indica o mesmo que leituras feitas ao acaso. Em síntese, as escalas do índice Kappa estimam que os valores abaixo de 0,41 indicam concordância fraca. Entre 0,41 e 0,60, a concordância é regular, e, entre 0,61 e 0,80, é boa. Acima de 0,81, a concordância é ótima. Este teste permite verificar a concordância entre os métodos de imagens estudadas (radiografias convencionais, digitais e tomografias computadorizadas) e do padrão ouro. O nível de significância foi fixado em $p=0,05$. Este indicador foi calculado para avaliar a

concordância intra e inter-observadores para cada conjunto de imagens, utilizando o SPSS software (v 17.0.0; SPSS Inc, Chicago, IL).

A classificação obtida com as imagens convencionais e digitais foi comparada com o padrão-ouro usando a curva ROC (receiver operating characteristic) analisando a capacidade do observador em avaliar a adaptação marginal dos intermediários protéticos. As áreas da curva ROC foram calculadas utilizando o software BioEstat 5.0 (Belém, Brasil) para cada tipo de imagem e foram comparadas com o teste Q de Cochran com nível de significância de $p=0,05$. Sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo, valor preditivo negativo e acurácia foram calculados.

No gráfico ROC, o eixo das ordenadas representa a sensibilidade e o eixo das abscissas, o inverso da especificidade. O cálculo do balanço entre os índices de verdadeiro-positivos e falso-positivos é obtido pela determinação da área sob a curva ROC, que representa uma expressão do poder discriminativo global que um teste de diagnóstico possui e constitui uma boa medida sumária de exatidão (HANLEY; MCNEIL, 1982; WENZEL; VERDONSCHOT, 1994). O valor mínimo da área sob a curva ROC é de 0,50, sendo a representação gráfica de uma reta em 45°. Isso acontece se as capacidades de previsão da modalidade não forem superiores ao puro acaso, ou seja, quando o método não possui qualquer capacidade discriminativa. Então, o índice de verdadeiro-positivos é igual ao índice de falso-positivos. O valor máximo é igual a 1 nas situações em que se obtêm 100% de verdadeiro-positivos e 0% de falso-positivos. A melhor performance é indicada por uma curva que é mais elevada e voltada para a esquerda, no espaço ROC (HANLEY; MCNEIL, 1982).

4 ARTIGO

EVALUATION OF PROSTHESIS OVER IMPLANT ADAPTATION THROUGH PERIAPICAL RADIOGRAPHS

Artigo será submetido ao periódico The Journal of Prosthetic Dentistry (Qualis A2).

As normas do periódico podem ser acessadas em:
http://cdn.elsevier.com/promis_misc/JPD%20Author%20Guidelines%202013.pdf

Evaluation of prosthesis over implant adaptation through periapical radiographs

B. F. C. Oliveira ¹, W. C. Jansen ², F. R. Manzi ³

¹ Master's Student in Dental Clinics - Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Pontifical Catholic University, Belo Horizonte, MG, Brazil

² DDS, MSc, Full Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Pontifical Catholic University, Belo Horizonte, MG, Brazil

³ PDDS, MSc, Full Professor, Department of Oral Diagnosis, School of Dentistry, Pontifical Catholic University, Belo Horizonte, MG, Brazil

Corresponding author:

Prof. Dr. Flávio Ricardo Manzi¹

Av. Dom José Gaspar, Prédio 45 – Clínica de Radiologia

Coração Eucarístico, Belo Horizonte – MG

CEP: 30535-901

Fones: 31 – 3319-4591 // 31 – 8895-7033

manzi@pucminas.br

Acknowledgments

The authors thank the Center for Development of Nuclear Technology for allowing the use of the scanning electron microscopy laboratory.

ABSTRACT

Problem statement: Prosthesis over implant maladjustment is a risk factor for rehabilitation with implants; its detection is of primary importance for the success of treatment with implants.

Objective: The objective of this study was to evaluate the reliability of digital periapical radiography in evaluating the adaptation of prostheses over implants.

Materials and Methods: Digital and conventional (with manual and automatic development) radiography was performed in seven test specimens, each with a maladjustment between the intermediary and the platform of the implant. Scanning electron microscopy was used to prove the maladjustment and to measure it. The radiographs were evaluated for maladjustment detection by five dentists who specialized in dental radiology and imaging. Cohen's Kappa with linear weighting was calculated to determine inter and intra-examiner concordance, and ROC (receiver operating characteristic) analysis was performed with a significance level of $p = 0,05$.

Results: The inter-examiner analysis showed that the kappa value was equal to 0,74, whereas the average kappa value in the intra-examiner evaluation was 0,90. The digital imaging showed the largest area on the ROC graph, and the conventional images with manual development showed the smallest area. The images obtained through conventional radiography, with both manual and automatic processing, showed statistically significant differences from the real one ($p < 0,05$).

Conclusion: Conventional systems of radiographic imaging do not provide sufficient information to evaluate prosthesis over implant adaptation.

Key-words: Dental prosthesis fixed by implants. Prosthesis failure. Digital dental radiograph.

CLINICAL IMPLICATIONS

Because maladjustment is a risk factor for rehabilitation with implants, its detection is of primary importance to the success of treatment with implants. For that purpose, we must determine which type of periapical radiographic imaging (conventional or digital) is most suitable to perform such evaluations.

INTRODUCTION

Maladjustment, or nonpassive adaptation, is caused by multiple factors and can occur in any phase of the production of a prosthetic element. Several factors can influence the final adaptation: the casting process, the structure of the wax pattern, the production of the final prosthesis and the delivery of the prosthesis¹.

When the correct adaptation between the prosthesis-implant structure is obtained, the peripheral anatomofunctional references, which are important for osseointegration, remain stable and healthy, allowing system longevity². On the contrary, when maladjustment occurs, mechanical failure, such as maldistribution of forces and loosening and fracture of prosthetic screws, and biological failure, such as accelerated marginal bone loss, adverse tissue reactions, sensitivity, pain and osseointegration failure can compromise the whole system^{1,2,3}.

Several authors have published studies in attempts to define acceptable maladjustment. Maladjustment greater than 30 μm in an area larger than 10% of the perimeter of the implant/pillar interface would be unacceptable⁴. Maladjustments greater than 150 μm are unacceptable and, according to Branemark⁵, for a prosthesis to ensure adequate stimulus for bone remodeling, maladjustment of up to 10 micrometers must be present⁶. These values, highly cited in the literature, are of empirical origin².

Radiographs are used to evaluate this adaptation with the tightening of only one screw (used in multiple prostheses), probing, patient sensitivity reports, direct and indirect viewing (using photographs) and manual settlement (digital pressure)^{2,7}. In the laboratory (in vitro), radiography, scanning electron microscopy, optical microscopy, laser scanning microscopy and theoretical approaches through finite element modeling are used⁸. Tactile examination alone is not sufficiently accurate; thus, the use of radiography in addition to the clinical experience of the dental surgeon permits the proper management of defect restoration⁹.

Radiographs are used manually to identify the adaptation of the implant prosthetic component when the interface implant/intermediate cannot be easily seen, such as in subgingival restorations. Panoramic radiography produces a large amount of image distortion; thus, periapical radiography is the chosen method to obtain images of the implant/pillar interface¹⁰.

Prosthetic treatment success is achieved with thorough planning, and imaging diagnosis is one of the most important steps¹¹. The use of radiographic imaging to detect marginal misfit is a challenge due to its limited resolution and because it is commonly used only to evaluate the success or failure as well as the stability of implants⁸.

Maladjustment is a risk factor of rehabilitation with implants; therefore, its detection is of great importance to the success of treatment with implants. To this end, it is important to determine which periapical radiographic imaging modality (conventional or digital) is the most suitable for performing this evaluation.

The objective of this paper was to evaluate digital radiographs and conventional radiographic images processed by different methods for the evaluation of prosthesis over implant adaptation.

MATERIALS AND METHODS

Sample preparation

To perform this research, an acrylic model of an edentulous mandible was used (Figure 1), in which five implants were inserted in the premolar area using a Neodent Titamax Ti Cortical (4.1) (Curitiba - Brazil) platform with external hexagon abutment connection. One anti-rotation titanium prefabricated intermediate was installed, and used in the clinic for confection of a temporary by Neodent (Titamax Ti Cortical) on two implants. A torque of 20 N was applied to each intermediate (recommended by the manufacturer).

Seven types of test specimens were created: the first without maladjustment (standard), the second on a PVC disc that created the maladjustment, the third with two interposed discs, the fourth with three interposed discs, the fifth with four, the sixth with five, and the seventh with six discs.

Figure 1: Edentulous acrylic model with implants. Note the CCD sensor.

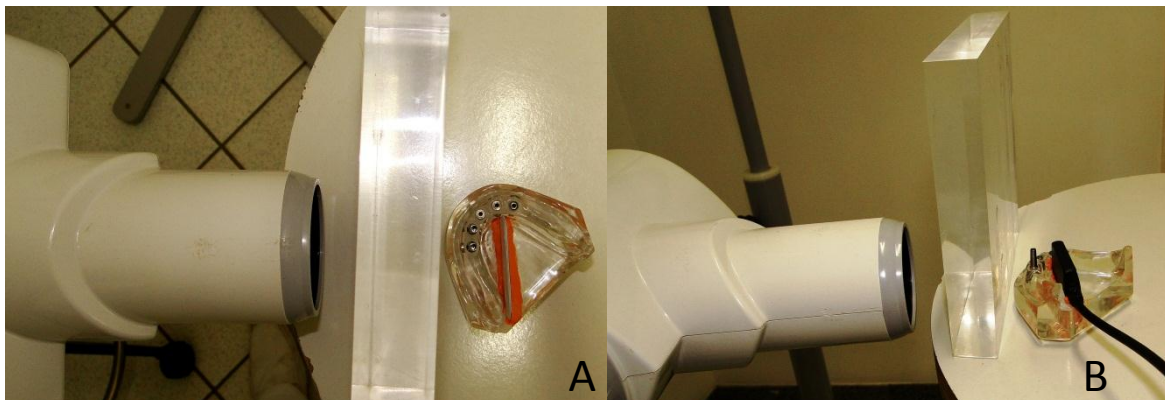


Image acquisition

Three periapical radiographs were used for each test specimen, two using conventional films and one using a CCD (charge-coupled device) digital sensor, for a total of 21 radiographic images. A Kodak 2200 Intraoral X-Ray System® (Carestream Health, Inc.) was used to acquire the intrabuccal radiographic images. In the conventional method, size 2 Kodak Insight® (Carestream Health, Inc.) radiographic films (Figure 2A) were used. In the CCD digital method (Figure 2B), a size 1 Kodak RVG 5100® (Carestream Health, Inc.) was used. The acrylic model was positioned to allow standardized acquisition of radiographic images, maintaining the distance between the source of radiation and the receptor at 40 cm. A 10 mm acrylic sheet was used between the radiation source and the mannequin to reduce the radiation beam, simulating the soft tissue of the patient. (SOGUR; BAKS; GRÖNDAHL, 2007; CALDAS et al., 2010).

For the radiographic technique, a vertical angulation of 0° with the implants and horizontal of 90° was used. For this standardization, an acrylic support was made to allow the cylinder of the radiographic equipment to be correctly oriented, to have a base to support the model with the implants and a fixed device for maintenance of the image film/sensor. The parameters of exposure were 60kV and 7 mA, and the exposure time varied according to the manufacturer's recommendation for each method; that is, the exposure time for the conventional method was 0,454 seconds, and for the CCD digital method, the exposure time was 0,143 seconds.

Figure 2: Personalized support for conventional film (A) and for the CCD sensor (B).



The conventional films were processed after exposure to X rays by the following methods: seven films were manually processed using a Kodak® system (Carestream Health,

Inc.) using new solutions and at a temperature of 25 °C, with a developing time of 3 minutes and fixing time of 10 minutes; and seven films were processed in an A/T2000 XR® (Air Techniques) automatic processor, using freshly prepared Kodak Automixer® (Carestream Health, Inc.) developing and fixing solutions and with a total time to dry of five minutes.

For simulation/production of implant maladjustment, special PVC (ORACAL ® 651 Intermediate Cal) discs were made with a density of 70 µm and were placed between the intermediate and the implant platform (Figure 3). A torque of 20 N was used on the through screw of each intermediate. First, only one PVC disc was inserted, and all of the digital and conventional imaging processes were performed. In the following stage, two PVC discs were placed on this interface, and so on until six PVC discs were placed between the implant platform and the intermediate, always acquiring the radiographic images at the same step. Next, scanning electron microscopy (SEM) was performed on the implant and the intermediate junction area on all of the test specimens.

Figure 3: Special PVC film discs over the implant platform.



Evaluation of images

The interpretation of the radiographic images was performed by five dental surgeons who were specialists in dental radiology and imaging and who had extensive experience in radiographic image interpretation. A cold light negatoscope was used to interpret the conventional radiographs, and the use of a magnifying glass was allowed. The interpretation of the digital images was performed directly on KDIS - Kodak Dental Imaging Software® (Carestream Health, Inc.) in the DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) format, and the use of all available resources (filters, zoom, brightness, contrast and gamma

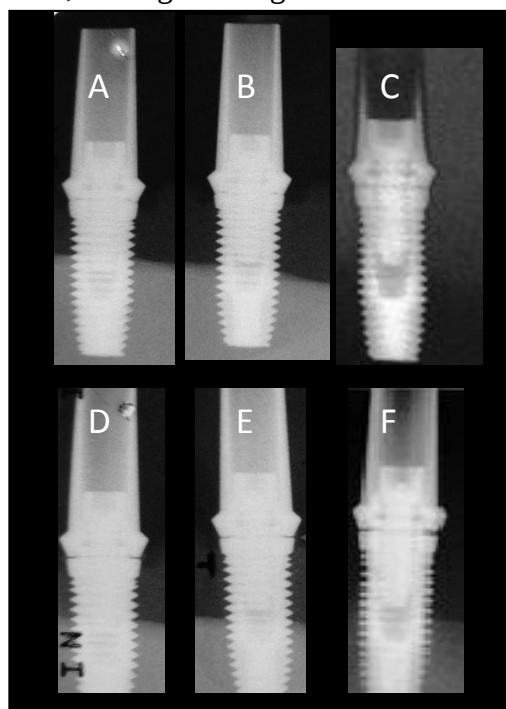
alteration and negative and end densitometric evaluation), which were properly explained to the observers, was allowed. A computer with a GeForce 9500 GT® (Nvidia Corporation) graphic card and an LED LG Flatron E2241® (LG Electronics) monitor was used; the resolution of the monitor was 1920x1080 pixels, and the brightness and contrast levels were set to the pre-set configuration.

For the purpose of offering the same conditions to all of the observers, all used the same resources to evaluate the images, that is, the same negatoscope, the same environment and the same computer and monitor. The radiographs (Figure 4) were interpreted randomly, twice at two distinct points in time. To avoid compromising the results due to eye fatigue, the analysis was limited to 50 images a day. The observers rated the images according to chart 1.

Chart 1 – Rating of radiographic images.

A1	Definitely does not show maladjustment
A2	Most likely does not show maladjustment
B	There is no way to confirm the presence of maladjustment
B1	Definitely shows maladjustment
B2	Most likely shows maladjustment

Figure 4: Radiographic images. A – Conventional film with manual processing without PVC filter, B – conventional film with automatic processing without PVC filter, C – digital image without PVC filter, D – conventional film with manual processing with 6 PVC filters, E – conventional film with automatic processing with 6 PVC filters, F – digital image with 6 PVC filters.



Validation of the radiographic diagnosis

A reliable gold standard must fulfill three universal criteria: be established by a method that can be reproduced, describe the anatomicopathologic characteristics of the disease being studied and be independent from the method of diagnosis being evaluated¹². By using radiographic images as the gold standard in studies of the performance of image acquisition modalities, the above-mentioned criteria are not met because radiographic diagnosis cannot be reproduced, and the validation method is not independent of the modalities being tested. Histological examination is a validation method that is highly reproducible and is the ideal for in vitro studies^{12,13}.

To validate the radiographic diagnosis of the present study (gold standard), these implants, together with the intermediates, were submitted to scanning electron microscopy (JEOL JSM-530) for characterization according to the gold standard, following recommendations by the manufacturer and with and without the placement of the PVC filters (0 to 6 discs - Figures 5 and 6).

Figure 5: Images from scanning electron microscopy with different magnifications. A – 15 times and B – 500 times showing the area between the implant and intermediate without a PVC filter (interface of 2,09 μm).

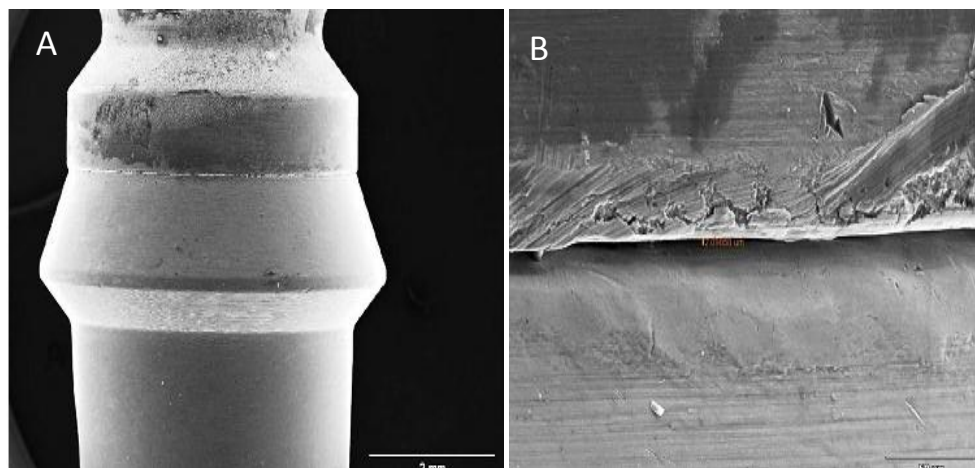
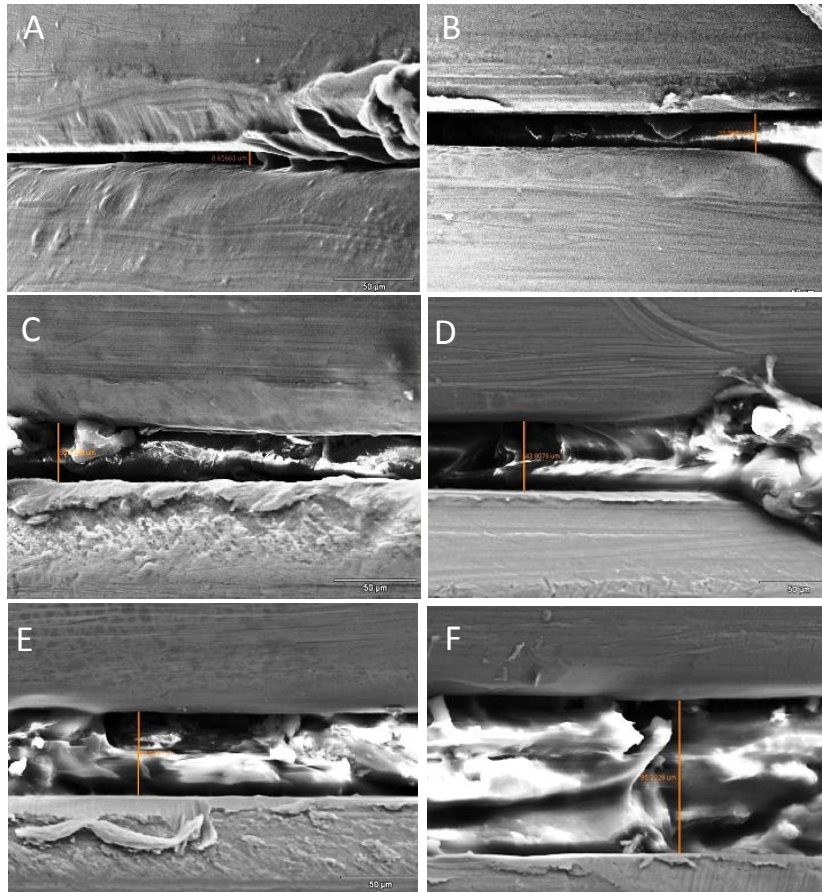


Figure 6: Images from scanning electron microscopy (500x magnification) showing the area between the implant and the intermediate with: A – 1 PVC filter (interface of 8,66 μm), B – 2 PVC filters (interface of 23,34 μm), C - 3 PVC filters (interface of 36,20 μm), D – 4 PVC filters (interface of 43,81 μm), E - 5 PVC filters (interface of 52,96 μm) and F – 6 PVC filters (interface of 95,22 μm).



Statistical Tests

The Kappa index reveals the proportion of concordance aside from that expected by chance and varies from -1 to +1. A value of -1 means complete discordance, and +1 means exact concordance of the interpretations. A value of 0 indicates randomness of the results. In summary, the Kappa index scale estimates that values below 0,41 indicate weak concordance. Between 0,41 and 0,60, the concordance is regular, and between 0,61 and 0,80, it is good. Over 0,81, the concordance is excellent. This test allows verification of the concordance between the imaging methods that were studied (conventional and digital radiography and computerized tomography) and the gold standard. The level of significance was fixed at

$p=0,05$. This index was calculated using SPSS software (v 17.0.0; SPSS Inc., Chicago, IL) to evaluate the intra and inter-observer concordance for each set of images.

The classification obtained with the conventional and digital images was compared to the gold standard using the ROC (receiver operating characteristic) curve analyzing the ability of the observer to evaluate the marginal adaptation of the prosthetic intermediates. The ROC curve areas were calculated using BioEstat 5.0 (Belém, Brazil) software for each type of image and were compared with Cochran's Q test at a significance level of $p=0,05$. The sensitivity, specificity, positive predictive value, negative predictive value and accuracy were calculated.

On the ROC graph, the ordinate represents the sensitivity, and the abscissa represents the inverse of specificity. The balance between the indexes of true positives and false positives is calculated by determining the area under the ROC curve, which represents an expression of the global discriminatory power that a diagnostic test possesses and constitutes a good summary measure of accuracy^{14,15}. The minimum value of the area under the ROC curve is 0,50, represented on the graph as a line at a 45° angle from the x-axis. This occurs if the predictive abilities of the modality are not superior to chance alone; that is, when the method does not possess any discriminative capacity. Thus, the index of true positives is equal to the index of false positives. The maximum value is equal to 1 in situations in which 100% true positives are obtained and 0% false-positives are obtained. The best performance is indicated by a curve that is high and facing left on the ROC area¹⁴.

RESULTS

The objective of inter-examiner comparison is to evaluate the concordance level between the examiners on both phases of interpretation for each modality of radiographic image acquisition, whereas the intra-examiner comparisons evaluate the level of concordance between interpretations of the same image samples performed by the same examiner on two different occasions. The Kappa value was 0,74 (good concordance) for inter-examiner reliability in this study, whereas the Kappa value for intra-examiner reliability was 0,90 (optimal concordance), ranging from 0,70 to 1.

Several parameters of performance were calculated (sensitivity, specificity, positive predictive value, negative predictive value and accuracy) for the diagnosis of prosthesis over implant adaptation for the several methods of imaging that were tested. Note that the best results occur for digital imaging (table 1).

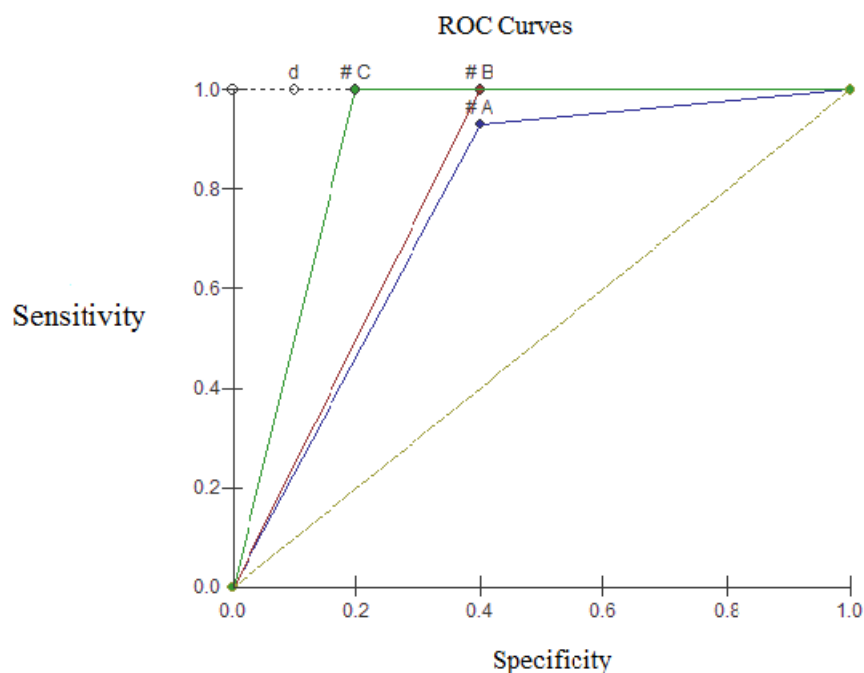
TABLE 1 – Performance measures for the three imaging modalities.

	Manual Processing	Automatic Processing	Digital
S	93	100	100
E	60	60	80
PP	93	93	98
PN	60	100	100
AC	88	94	97

Data in percentage (%); S- sensibility, E – Specificity, PP – Positive predictive value, PN – Negative predictive value and AC – Accuracy.

The radiographic images from each modality of acquisition (conventional with manual processing, conventional with automatic processing and digital) were compared. Figure 7 presents a ROC curve for the group of images produced in this study. We can clearly see that when comparing the conventional and digital radiographs, the curve for the digital images occupies a larger area of the graph (higher on the left). The curve for conventional imaging with manual processing presented the smallest area.

Figure 7 – ROC curves for the analysis obtained from conventional radiographs with manual processing (A), conventional radiographs with automatic processing (B) and CCD digital radiographs (C).



For additional explanation, table 2 illustrates the comparative analysis between the imaging modalities. We can verify that the images obtained with conventional radiography, both manually and automatically processed, show significant differences from the real ($p < 0,05$). This result shows that these systems of radiographic imaging provide insufficient information for evaluation of prosthesis over implant adaption. It is worthwhile to note that the significant differences occurred when there was no PVC filter between the implant and the intermediate and in the presence of only one filter at this interface ($p < 0,005$ – Cochran's Q).

TABLE 2 – Comparison between the image evaluations using the areas under the ROC curves obtained for the evaluations of prosthesis over implant adaptation.

Images	Area	95% Confidence interval
Film with manual processing	0,76 *	0.2911 a 1.0
Film with automatic processing	0,80 *	0.3666 a 1.0
Digital	0,9	0.61 a 1.0

Area followed by (*) indicates significant difference from the real (Cochran's Q with significance level of 5%).

DISCUSSION

Numerous studies on the adaptation of prostheses over implants focus on comparing adaptations between different implant systems, different types of prosthesis, different quantities of torque and different types of solder, screw and binds. The majority use microscopy, mainly scanning electron microscopy, to verify the maladjustment.^{3,16,17,18,19,20,21} Few studies were found to focus on the validation of the method of radiographic diagnosis.^{2,7,9,10,22,23}

The radiographic evaluation of the interface implant/intermediate is inherently difficult because it is necessary for the X-ray beams to be either parallel to the plane opposite the surfaces of the implant/intermediate junction or perpendicular to the implant to allow detection of vertical maladjustment. A change in this angulation may lead to a diagnosis of adaption on a maladjusted interface.¹⁰ The radiographic diagnosis can be influenced by the cylinder inclination in relation to the long axis of the implant and the film. It was observed that the cylinder must have a vertical angulation between + 15 ° and -10 ° for the correct detection of a maladjustment.⁷

Maladjustments of 12,7 µm were reliably detected with vertical angulation of up to 5 degrees in relation to the orthogonal projection; maladjustments of 25-38 µm were detectable

with angulation of 10 degrees and of 51 μm with angulation of 15 degrees. We conclude that the larger the vertical angulation, the smaller the capacity of detection.¹⁰ In the present work, to avoid interference from the vertical angulation on the images, vertical angulation of 0° was used with the implants during the production of the radiographic images.

Digital radiography was more efficient for detection of maladjustment between the implant and intermediate because it was possible to detect maladjustments starting from 8,66 μm . Digital radiography showed more specificity and had higher positive predictive values and accuracy than conventional radiography, presenting only negative predictive value and sensitivity equal to conventional film with automatic processing. These data differ from the results presented by Sharkey (2011), who performed a study with radiographic images with 12 different sizes of maladjustment between the implant and the abutment (0, 12.7, 25, 38, 51, 63, 76, 88, 102, 114, 127 and 190 μm) in eight different vertical angulations, using conventional and digital film. Those results validate the precision of digital radiography for maladjustment diagnosis and indicate that conventional films and digital radiographs are equivalent in their diagnosis capacity. It is reported that the larger diagnosis capacity of digital radiography can be related to the size of the image produced.¹⁰ A reason for this discrepancy would be the fact that the present study used maladjustments starting from 8,66 μm , a value lower than the one used by Sharkey (12,7 μm), which may have favored the digital system and demonstrated greater detection capacity.

The results obtained in the present study show that the images produced with conventional radiography, with both manual and automatic processing, presented a significant difference from the real ($p < 0,05$) (ROC curves), demonstrating that the conventional systems provide insufficient information to evaluate prosthesis over implant adaptation. In a similar study, in which 3 different types of conventional radiography were performed on prostheses with intentionally created cracks, it was concluded that the radiographs properly identified maladjusted prostheses over implants; however, they did not provide highly reliable results, and the imaging methods seemed to provide much better results than tactile probing.⁹ In the present study, there was no comparison with tactile probing; however, the digital radiography did not show significant differences from the real values (MEV). Furthermore, this imaging modality presented high accuracy in the diagnosis of maladjustment.

In the present study, it was verified that the greater the created maladjustment, the greater was the capacity of the examiners to detect it, which is in accord with reports from other authors.^{7,9} The interface between the prosthesis and the intermediate must not exceed 10 μm to ensure proper bone remodeling.⁶ Periapical radiography using conventional film with

both manual and automatic processing cannot identify with precision the presence of these maladjustments, mainly those smaller than 23,34 μm . Because it shows precision in the detection of maladjustments starting at 8,66 μm , digital radiography is the ideal method to evaluate this interface.

CONCLUSION

We can conclude that conventional radiography does not provide sufficient information for the evaluation of prosthesis over implant adaptation, and digital radiography is the chosen method of imaging for evaluation of the prosthesis/implant interface.

REFERENCES

1. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999;12:167-178.
2. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prost Dent* 1999;81:7-13.
3. Hamilton A, Judge RB, Palamara JE, Evans C. Evaluation of the Fit of CAD/CAM Abutments. *Int J Prosthodont* 2013;26:370–80.
4. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J* 1985;28:63-9.
5. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620–25.
6. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prost Dent* 1983;50:399-410.
7. Papavassiliou H; Kourtis S; Katerelou J; Chronopoulos V. *J Esthet Restor Dent* 2010;22:235–51.
8. Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NR. In vitro evaluation of the implant-abutment connection sealing capability of different implant systems. *J Oral Rehabil* 2008;35:917-24.
9. Konermann, AC, Zoellner A, Chang BM, Wright RF. In vitro study of the correlation between the simulated clinical and radiographic examination of microgaps at the implant-abutment interface. *Quintessence International* 2010;41:681-7.
10. Sharkey S, Kelly A, Houston F, O’Sullivan M, Quinn F, O’Connell B. A Radiographic Analysis of Implant Component Misfit. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:807-15.
11. Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-images for assessing periodontal breakdown. *Oral Surg Oral Med Oral* 2007;104:395-401.
12. Wenzel A, Hintze H. The choice of gold standard for evaluating tests for caries diagnosis. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28:132-36.
13. Hintze H, Wenzel A, Frydenberg M. Accuracy of caries detection with four storage phosphor systems and E-speed radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* 2002;31:170-5.
14. Hanley JA, Mcneil BJ. The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve. *Radiology* 1982;143:29-36.
15. Wenzel A, Verdonchot EH. Some considerations in the evaluation of diagnostic tests in dentistry. *Dentomaxillofac Radiol* 1994;23:179-82.

16. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, Da Silva N, Coelho P. G. Cross-sectional analysis of the implant–abutment interface. *J Oral Rehabil* 2007;34:508-16.
17. Barbosa GAS, Neves FD, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Implant/Abutment Vertical Misfit of One-Piece Cast Frameworks Made with Different Materials. *Braz Dent J* 2010;21:515-19.
18. Ricomini Filho AP, Fernandes FSF, Straioto FG, Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload Loss and Bacterial Penetration on Different Implant-Abutment Connection Systems. *Braz Dent J* 2010;21:123-29.
19. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A Classification System to Measure the Implant-Abutment Microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:879-85.
20. Takahashi JMF, Nakaoka MM, Nuñez-Pantoja JMC, Consani RLX, Mesquita MF. Porcelain application and simulation of firing cycle: effect on marginal misfit of implantsupported frameworks *Braz. J. Oral Sci.* 2010;9:376-9.
21. Baldassarri M, Hjerpe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CFJ. Marginal Accuracy of Three Implant–Ceramic Abutment Configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:537-43.
22. Cameron SM, Joyce A, Brousseau JS, Parker MH. Radiographic verification of implant abutment seating. *J Prost Dentist* 1998;79:298-303.
23. Payne AGT, Solomons YF, Lownie JF. Standardization of radiographs for mandibular implant-supported overdentures: review and innovation. *Clinical Oral Implants Research* 1999;10:307–19.
24. Sogur E, Baks BG, Gröndahl HG. Imaging of root canal fillings: a comparison of subjective image quality between limited cone beam CT, storage phosphor and film radiography. *Int Endod J* 2007;40:179-85.
25. Caldas MP, Ramos-Perez FMM, Almeida SM, Haiter-Neto F. Comparative evaluation among different materials to replace soft tissue in oral radiology studies. *J Appl Ora Sci* 2010;18:264-67.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Pode-se verificar que as imagens obtidas com as radiografias convencionais, tanto no processamento manual como automático, apresentaram diferença estatisticamente significativa com o real ($p < 0,05$). Este resultado demonstra que estes sistemas de imagens radiográficas fornecem informações insuficientes para avaliação da adaptação de prótese sobre implante.

O melhor método de imagem radiográfica e, portanto, indicado para as avaliações das interfaces implante-intermediário, é a radiografia digital.

REFERÊNCIAS

- ALBUQUERQUE, S.R. **Avaliação de imagens radiográficas digitais e convencionais no diagnóstico de reabsorção radicular externa**. 2006. 103f. Dissertação (Mestrado) - Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Belo Horizonte.
- BRANEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.50, n.3, p. 399-410, 1983.
- BRUNSKI, J.B.; SKALAK, R. Biomecânica da osseointegração e das próteses dentais. In: NAERT, I.; VAN STEENBERGHE, D.; WORTHINGTON, P. **Osseointegração na reabilitação bucal**. São Paulo: Quintessence. 1998. Cap.7, p.133-156.
- CALDAS, M.P.; RAMOS-PEREZ, F.M.M.; ALMEIDA, S.M.; HAITER-NETO F. Comparative evaluation among different materials to replace soft tissue in oral radiology studies. **Journal of Applied Oral Science**, v.18, n.3, p. 264-267, 2010.
- COELHO, P.G. et al. *In vitro* evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.35, n.12, p. 917-924. Oct. 2008.
- DINATO, J.C.; WULFF, L.C.Z.; BIANCHINI, M.A. Adaptação passiva: ficção ou realidade? In: DINATO, J.C.; POLIDO, W.D. **Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese**. São Paulo: Artes Médicas; 2001. Cap. 15, p. 283-313.
- HAMATA, M.M. et al. Adaptação Passiva em implantes Osseointegrados. **Revista Brasileira de Implantodontia & Prótese sobre Implantes**, v.12, n.47/48, p. 228-235, 2005.
- HANLEY, J.A.; MCNEIL, B.J. The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve. **Radiology**, v.143, n.1, p. 29-36, 1982.
- HINTZE, H.; WENZEL, A.; FRYDENBERG M. Accuracy of caries detection with four storage phosphor systems and E-speed radiographs. **Dentomaxillofacial Radiology**, v.31, n.3, p. 170-175, 2002.
- JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.11, n.5, p. 620-625, 1996.
- KAN, J.Y.K. et al. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.81, n.1, p. 7-13, 1999.
- KLINEBERG, I.J.; MURRAY, G.M. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. **Swedish Dental Journal**, v.28, p. 63-69, 1985.
- KONERMANN, A.C. et al. *In vitro* study of the correlation between the simulated clinical and radiographic examination of microgaps at the implant-abutment interface. **Quintessence International**, v.41, n.8, p. 681-687, 2010.

PASLER, A.F. **Radiologia odontológica**. 3ª ed., Rio de Janeiro: MEDSI Editora Médica e Científica Ltda; 1999. 457 p.

SHARKEY, S. et al. A Radiographic Analysis of Implant Component Misfit. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.26, n.4, p. 807-815, 2011.

SIMAMOTO JÚNIOR, P.C. et al. Influência do tipo de soldagem na qualidade da adaptação de infra-estrutura protética: análise por microscopia eletrônica de varredura. **Arquivos em Odontologia**, v.44, n.01, p. 23-29, jan./mar. 2008.

SOGUR, E.; BAKS, B.G.; GRÖNDAHL, H.G. Imaging of root canal fillings: a comparison of subjective image quality between limited cone beam CT, storage phosphor and film radiography. **International Endodontic Journal**, v.40, n.3, p. 179-85, 2007.

VANDENBERGHE B.; JACOBS R.; YANG J. Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-images for assessing periodontal breakdown. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**, v.104, n.3, p. 395-401, 2007.

WENZEL, A.; HINTZE, H. The choice of gold standard for evaluating tests for caries diagnosis. **Dentomaxillofacial Radiology**, v.28, n.3, p. 132-136, 1999.

WENZEL, A.; VERDONSCHOT, E.H. Some considerations in the evaluation of diagnostic tests in dentistry. **Dentomaxillofacial Radiology**, v.23, n.4, p.179-182, nov. 1994.