



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ODONTOLOGIA**

GLAUBER VIEIRA DUARTE

**AVALIAÇÃO DO EXAME RADIOGRÁFICO CONVENCIONAL E
DIGITAL NO DIAGNÓSTICO DA ADAPTAÇÃO ENTRE
IMPLANTES DENTÁRIOS E PILARES PROTÉTICOS**

Salvador
2007

GLAUBER VIEIRA DUARTE

**AVALIAÇÃO DO EXAME RADIOGRÁFICO CONVENCIONAL E
DIGITAL NO DIAGNÓSTICO DA ADAPTAÇÃO ENTRE
IMPLANTES DENTÁRIOS E PILARES PROTÉTICOS**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado de Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Iêda Margarida Crusoé Rebello
Co-orientador: Prof. Sérgio Wendell

Salvador
2007

A minha mãe, Ednolia;

***Meu exemplo de vida, meu guia e alicerce.
Cheguei até aqui por ter você sempre ao meu lado.***

***Meu muito obrigado pelo amor incondicional,
pelo crédito e estímulo.***

Aprendi com você a paixão por ensinar!

A minha avó, Martinha;

**A minha inspiradora...
Conversas que me faziam ir a outros Mundos...
Sempre a favor do bem...**

**Sei que realizei um sonho seu e que cuida
de mim, mesmo lá de cima.**

Saudade!

AGRADECIMENTOS

Várias pessoas me apoiaram neste trabalho e na minha trajetória de vida. Algumas por sua experiência, outras pelo o contato e a amizade, todas com uma mensagem de incentivo.

Aos meus pais, Gaudêncio e Ednolia e aos meus irmãos, Gleison e Sarah, pelo carinho, apoio, compreensão.

Aos meus amigos-irmãos Álvaro Sarmiento, Bruno Sgrillo, Maurício Souza, Paulo Viana, Ricardo Carneiro e Thaís Moura por todo estímulo e companheirismo.

Meu agradecimento especial à Prof^a. Dr^a. Iêda Rebello, não somente pela orientação neste trabalho, mas por sua amizade e por seu exemplo profissional. Obrigado pela flexibilidade e pelos puxões de orelha. Serei um professor melhor, graças a você.

Ao Prof. Sérgio Wendell, pelo auxílio e ensinamentos prestados desde a graduação até a conclusão do Mestrado, sempre disposto a dividir o seu conhecimento.

À Prof^a. Dr^a. Sílvia Reis, a minha eterna tutora. Obrigado pela experiência de vida, pelo crédito, atenção e amizade. Você é muito especial na minha vida. No Programa de Educação Tutorial (PET) aprendi a ser um verdadeiro educador, aprendi a ser um profissional pleno.

Ao Prof. Flávio Cruz, um amigo que sempre acreditou no meu potencial e me incentivou a ser um professor cada vez melhor. “Ninguém se diploma na tarefa de educar” – levarei essa mensagem por todo o sempre! Obrigado pelo apoio na Disciplina de Prótese Fixa I, que me acolheu e permitiu a aplicação da minha práxis. Estarei de volta em breve!

Aos meus colegas professores de Prótese da FO-UFBA, que acompanharam a minha trajetória: Alan Araújo, Analu Andrade, Andréa Mota, Armando Prado, Catarina Lavigne, Francisco Barreto (Chiquinho), Fernanda Nery, Getúlio Batista, Gildo Coelho, Guilherme Meyer, Gustavo Freitas, Jacinta Coelho, Livia Carvalho, Maíra Sampaio.

Ao Prof. Vagner Mendes pelo apoio e crédito nos primeiros momentos em contato com a Prótese. Devo muito do meu aprendizado a você.

Aos meus colegas do Mestrado: Ana Rita, Caroline, Cíntia, Christiano, Danielle, Fernanda, Gustavo, Ianderlei, Joaquim, Kátia e Vita, que transformaram esta árdua jornada em momentos extremamente prazerosos.

À Prof^a. Dr^a. Luciana Maria Pedreira Ramalho, a minha primeira orientadora. Obrigado por sua amizade, incentivo e crédito. Aprendi com você, desde a minha graduação, que a pesquisa não é uma tarefa fácil, que os obstáculos são grandes,

mas podem ser vencidos. No Mestrado pude contar com o seu apoio, além da coordenação do curso, na Disciplina de Patologia Oral, onde tive que me superar para produzir um resultado digno com a expectativa que você depositou. Meu muito obrigado!

Ao Grupo de Professores de Implantodontia (GPI) da Especialização em Implantodontia da UFBA, no nome do Prof. Dr. André Freitas, Prof. Dr. Luis Rogério Duarte e Prof. Robson Mendonça, por toda a atenção e conhecimento transmitido.

Aos acadêmicos de Odontologia da FO-UFBA, Fadira Miranda e Paula Bonfim, pela fundamental colaboração durante a execução deste trabalho.

Aos colegas de faculdade e sempre amigos: Christiano Oliveira, Fernanda Gontijo, Itacira Machado e Margareth Macêdo. Vivemos praticamente juntos na nossa graduação e muito do que aprendi foi com a ajuda e apoio de vocês.

À equipe da Clínica Odontológica de Reabilitação, Estética e Saúde (CORES), em especial a Patrícia Rizzo, Priscilla Ribeiro, Cristiano Ferraz e Nelson Gnoatto.

À Faculdade de Odontologia da UFBA, a minha segunda casa, que me acolheu como aluno, como professor e como mestrando.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UFBA, pelo excelente trabalho realizado.

Ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação por nossa orientação.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)

Aos meus alunos, por me lembrarem sempre que o conhecimento é infinito e que as teorias sempre se modificam.

Agradeço a todos que me ajudaram direta ou indiretamente na concretização deste trabalho.

"Despertar a curiosidade, inata ao homem e vivacíssima no menino, eis o primeiro empenho do professor, num método racional. Da curiosidade nasce a atenção; da atenção a percepção e a memória inteligente."

Rui Barbosa, 1883.

RESUMO

A Implantologia é uma das modalidades de reabilitação bucal, inclusive pela alta taxa de sucesso das próteses implanto-suportadas. No entanto, estão sujeitas a alguns problemas exclusivos, como o afrouxamento do parafuso e a fratura do parafuso de fixação. A adaptação marginal de um pilar protético sobre o implante é imprescindível para que muitas destas falhas não ocorram. Além disso, desadaptações e cavidades entre estes componentes podem favorecer o acúmulo de bactérias e causar reações inflamatórias nos tecidos periimplantares. O estudo da adaptação marginal entre estes componentes faz parte de uma linha de pesquisa, com o objetivo de estabelecer um método diagnóstico padronizado, eficaz e reprodutível de avaliação. O presente estudo propôs-se a verificar a validade do método radiográfico convencional e sistema digital Digora, quanto à capacidade diagnóstica da adaptação marginal de cinco pilares protéticos, em titânio Procera Alltitan[®], com diferentes aberturas entre o implante e o pilar protético. Os pilares foram aparafusados em um implante, que foi posteriormente fixado a uma base metálica hexagonal, permitindo a padronização das tomadas radiográficas e da avaliação microscópica. Os pilares foram avaliados quanto a sua adaptação no implante, utilizando um microscópio óptico comparador (Mitutoyo[®]), utilizado como padrão-ouro do estudo. Foram utilizados matrizes de poliéster em tiras com o intuito de obter aberturas marginais padronizadas de 50 μ m, 100 μ m, 150 μ m e 200 μ m, considerando que cada tira possui uma espessura de 50 μ m. Em cada sistema foram realizadas 75 tomadas radiográficas (15 de cada grupo de abertura marginal), obtendo imagens com cinco tipos de adaptação (adaptado, 50 μ m, 100 μ m, 150 μ m e 200 μ m). Deste modo, foram avaliados 150 pontos proximais, em cada sistema radiográfico. Dois radiologistas avaliaram as imagens e para a análise estatística foi utilizada uma matriz de decisões para a realização dos testes diagnósticos de: sensibilidade, especificidade, acurácia, valor preditivo positivo e negativo e a medida estatística Kappa. Os resultados obtidos indicaram que os sistemas radiográficos, convencional e digital, possuem alta sensibilidade, especificidade, acurácia, valores preditivos e bom nível de concordância com o grupo-ouro, com uma discreta, mas não relevante, redução da eficácia diagnóstica do sistema digital. Observou-se que os sistemas radiográficos avaliados são excelentes ferramentas de diagnóstico quando aberturas marginais maiores que 50 μ m não são aceitáveis. Deve-se considerar que o sistema radiográfico digital Digora[®] possui grandes vantagens sobre o sistema convencional, como a redução da dose de radiação, a eliminação de erros humanos durante o processamento e a economia de tempo. Deste modo, o sistema Digora pode ser incluído como uma ferramenta de grande importância na reabilitação protética sobre implantes.

Palavras-chave: Adaptação marginal, radiografia dental, prótese dentária fixada por implante.

ABSTRACT

The success of Dental Implantology has been well documented clinically, radiographically and histologically, revolutionizing the Oral Rehabilitation. However, biologic and mechanical complications and failures have been reported: loosening of retaining screw and retaining screw fracture. The marginal fit between implant and abutment is necessary to prevent these failures. Also, gaps and cavities between these components can act as a trap for bacteria and cause inflammatory reactions in the peri-implant tissues. Researches aim to establish a standardized, effective and reproducible diagnostic method to evaluate the marginal fit. This work evaluated the accuracy, sensitivity, specificity, positive and negative predictive value, and kappa values in the radiographic diagnosis of marginal fit between implant and abutment by using conventional and digital (Digora[®]) systems. Five Procera AllTitan[®] titanium abutments were used and evaluated with five predetermined gaps (no gap, 50 μ m, 100 μ m, 150 μ m, and 200 μ m). The abutments were screwed onto the implant and a metallic base was designed to allow the placement of the implant and to standardize the radiographs taken and the microscopic evaluation (gold-standard) by calculating the vertical space between the components. To create the gaps (50 μ m, 100 μ m, 150 μ m and 200 μ m), polyester matrix strips were used, considering that each one has a 50 μ m thickness. Each system were evaluated with 75 radiographic takes (15 for each gap group), or 150 evaluation proximal sites. Two radiologists evaluated the images; the data were statistically analyzed by using a four cell diagnostic decision matrix. The conventional and digital radiographic systems show high accuracy, sensitivity, specificity, positive and negative predictive value, high agreement with gold standard group and a discreet but irrelevant reduction in the diagnostic effectiveness of the digital system. The radiographic system is an excellent diagnostic tool when gaps greater than 50 μ m are not acceptable. The Digora[®] system has some advantages over the conventional system, such as low x-ray dose requirements, no need for chemical processing, and time saving. Thus, the Digora[®] system is a great diagnostic tool that could be included in the Oral Implant Rehabilitation protocol.

Keywords: Marginal Adaptation, Dental Radiography, Dental Prosthesis Implant-Supported

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	
LISTA DE QUADROS E TABELAS	
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	
1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
PRÓTESE SOBRE IMPLANTE	20
DIAGNÓSTICO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL EM PRÓTESES SOBRE IMPLANTES	27
SISTEMAS RADIOGRÁFICOS: CONVENCIONAL E DIGITAL	30
ADAPTAÇÃO DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS/ PRÓTESES FIXAS	39
3 PROPOSIÇÃO	43
4 MATERIAL E MÉTODOS	45
CONFECÇÃO DOS PILARES	46
FIXAÇÃO DO IMPLANTE E PILARES PROTÉTICOS	47
CONSTITUIÇÃO DOS GRUPOS DE ESTUDO	49
EQUIPAMENTOS	50
MATERIAL UTILIZADO	51
AVALIAÇÃO MICROSCÓPICA	51
OBTENÇÃO DAS IMAGENS RADIOGRÁFICAS	52
AVALIAÇÃO DOS DADOS RADIOGRÁFICOS	54
ANÁLISE ESTATÍSTICA	56
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	58
6 CONCLUSÃO	74
REFERÊNCIAS	76

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** Redução da dose de radiação relativa necessária para a obtenção de uma imagem intrabucal, desde o ano de 1919 até 2005_____ 34
- Figura 2** Pilares protéticos avaliados, confeccionados através da tecnologia *Cad-Cam* _____ 46
- Figura 3** Implante fixado à base metálica com o pilar protético em posição___ 47
- Figura 4** Contra-ângulo (1) e controlador de torque Osseoset® (2) – Nobel Biocare._____ 48
- Figura 5** Base metálica (1) e sua relação com a plataforma de posicionamento (2). Observar as faces do hexágono utilizadas nas avaliações radiográficas._____ 49
- Figura 6** Suporte dos sensores do sistema Digora, observando os seus três tamanhos (1) e sensor protegido com invólucro plástico (2)_____ 54
- Figura 7** *Scanner* do sistema Digora: compartimento de leitura fechado (1), introdução do sensor para leitura (2) e sensor após a captura da imagem, pronto para uma nova exposição (3)._____ 54
- Figura 8** Digora for Windows®, observando uma das imagens avaliadas e as ferramentas do *software* (1) e imagem radiográfica no monitor do computador com uma máscara (2)_____ 47
- Figura 9** Imagens radiográficas dos corpos de prova, utilizando o sistema Digora. Corpo de prova 1, ou adaptado e os corpos de prova 2, 3, 4 e 5 com 50µm, 100µm, 150µm e 200µm de desadaptação, respectivamente._____ 56
- Figura 10** Gráfico com os valores percentuais de sensibilidade do sistema Convencional e Digora nas diversas aberturas marginais_____ 67
- Figura 11** Gráfico com os valores percentuais da especificidade do sistema convencional e Digora nas diversas aberturas marginais_____ 68
- Figura 12** Gráfico com valores percentuais da acurácia do sistema Digora nas diversas aberturas marginais_____ 69

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1	Organização dos grupos experimentais._____	50
Quadro 2	Matriz de decisões_____	57
Quadro 3	Valores de Kappa._____	57
Tabela 1	Valores individuais de desadaptação vertical, dos cinco corpos de prova, utilizando o torque de 10N._____	63
Tabela 2	Comparação entre os resultados do sistema convencional e digital e a validação dada pelo exame microscópico, nos diversos graus de adaptação (presença ou não de adaptação na interface pilar protético/implante)_____	64
Tabela 3	Matriz de decisões com os resultados do sistema radiográfico convencional_____	65
Tabela 4	Matriz de decisões com os resultados do sistema Digora_____	65
Tabela 5	Valores percentuais de sensibilidade, especificidade e acurácia do sistema convencional e Digora, com diversos graus de adaptação._____	66
Tabela 6	Valores percentuais dos valores preditivos positivos e negativos do sistema convencional e Digora, com diversos graus de adaptação_____	67
Tabela 7	Coefficiente de Kappa._____	72

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ALARA = *As Low As Reasonably Achievable* - Tão baixo quanto razoavelmente exequível.

CAD = *Computer Aided Design* – Criado com o auxílio do computador

CAM = *Computer Aided Manufacturing* – Confeccionado com o auxílio do computador

CCD = *Charge Coupled Device* – Dispositivo de carga acoplada

CoCr = Liga metálica de cobalto cromo

FO-UFBA = Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia

K = Kappa

Lp/mm= Pares de linhas por milímetro

mm = milímetros

µm = Micrômetro (singular) ou Micra (plural)

Ncm = Newton centímetro

PSP = *Photostimulable System Phosphor Plate* – Placa receptora de fósforo fotoestimulável

NiCr= Liga metálica de níquel cromo

CoCr= Liga metálica de cobalto cromo

N= Newton

Pixels= *Picture element* - Pontos que compõem uma imagem digital

1 INTRODUÇÃO

Tendo em vista o objetivo da Odontologia moderna, que é restituir ao paciente o conforto, a função, a estética e a saúde, independentemente da atrofia, doença ou lesão do sistema estomatognático, tanto a prática clínica quanto os procedimentos de laboratório têm sofrido modificações que vêm obrigando os profissionais a começar uma nova etapa em suas formações para poder fazer frente ao estado atual da reabilitação bucal.

A odontologia restauradora tem sofrido nos últimos anos mudanças incomensuráveis, graças ao advento da osseointegração, conforme Bodereau, J. e Bodereau, E (1998). Os implantes dentários estão se tornando, cada vez mais, a primeira opção para a reposição de dentes por parte do profissional, bem como por parte do paciente (MISCH, 2006).

O tratamento de edêntulos, segundo o princípio da osseointegração, tem apresentado alta taxa de sucesso para períodos de longo tempo (SUNDÈN, GRÖDAHI, K., GRÖDAHI, H., 1995; KHRAISAT *et al.*, 2002). Entretanto, algumas falhas ocorrem e, para diminuí-las, as suas causas precisam ser compreendidas (CURY, SENDYK, SALLUM, 2003).

Persson *et al.* (1996) afirmaram que a colonização de bactérias no interior do sistema de implante e a penetração dos produtos bacterianos, via abertura marginal, – entre o implante e o intermediário – pode constituir um risco para inflamação do tecido mole e perda de suporte ósseo. Considerando-se que esta interface ocorre, freqüentemente, de 2 a 4 mm na placa subgingival, existe um possível efeito na formação dessa placa e inflamação, que não pode ser descartada, particularmente em pacientes com práticas de higiene bucal deficientes.

Segundo Byrne *et al.* (1998), uma íntima adaptação entre implantes e intermediários é considerada importante por uma série de razões. Para justificar, o

autor descreve uma relação entre o nível da placa e da inflamação, similar àquele visto em dentes naturais para os implantes, no qual a presença de aberturas marginais permite a colonização de bactérias podendo resultar em inflamação do tecido periimplantar. Desse modo, a peri-implantite é um das principais causas para falhas de implantes em estágios tardios (CURY, SENDYK, SALLUM, 2003).

Oh *et al.* (2002), em um estudo de revisão sobre a perda precoce do implante ósseo, relataram que a abertura marginal na interface intermediário/implante, em implantes submergidos ou não submergidos, é a provável causa de contaminação, sendo responsável pelo desenvolvimento de peri-implantites.

Além da peri-implantite, o desajuste entre a base do implante e o pilar protético, a falta de adaptação passiva entre a prótese e os pilares protéticos podem levar a fraturas, tanto dos componentes protéticos quanto do parafuso do pilar protético ou do próprio implante, à distribuição inadequada das forças ao osso de suporte e até mesmo a perda da osseointegração. A natureza da perda ou deslocamento das próteses é complexa e envolve fatores como: material do intermediário protético, tipo de encaixe, grau de conicidade, precisão da usinagem dos componentes do sistema, fadiga, penetração de fluidos bucais, variedades de mastigação, intercâmbio de marcas comerciais, dentre outros (KAN *et al.*, 1999; VASCONCELLOS *et al.*, 2005; MISCH, 2006).

Jahangiri *et al.* (2005) afirmam que 30 μm é uma discrepância de abertura marginal clinicamente aceitável para restaurações metálicas em dente. Entretanto, há limitadas informações acerca de especificidade e sensibilidade de avaliações clínicas comumente praticadas na detecção da magnitude de uma discrepância marginal.

Brånemark, em 1983, sugeriu que os componentes da prótese implanto-suportada não devem ter mais de 10µm de desajuste, entretanto é pouco provável que com a tecnologia odontológica atual se consiga este grau de precisão na adaptação (HECKER e ECKERT, 2003).

Com o objetivo de verificar a adaptação implante/pilar protético/prótese, alguns métodos de diagnóstico têm sido propostos. Para a avaliação clínica e laboratorial pode ser utilizada a inspeção visual e tátil (KAN *et al.*, 1999; HECKER e ECKERT, 2003). No entanto, estes métodos de avaliação são limitados tendo em vista a subjetividade e qualquer discrepância entre a condição bucal e o modelo de trabalho propicia a desadaptação da prótese (HECKER e ECKERT, 2003), necessitando, assim de procedimentos de diagnóstico mais específicos e sensíveis.

Avaliações radiográficas podem ser úteis na verificação da adaptação da prótese sobre o implante e nas avaliações longitudinais da perda óssea, mesmo apresentando informações em duas dimensões. A técnica intrabucal do paralelismo é recomendada para se obter radiografias reproduzíveis, apresentando consistente geometria da imagem e para detectar a abertura marginal na interface implante/pilar protético (GUIMARÃES; NISHIOKA; BOTTINO, 2001). Além dessa técnica, as radiografias interproximais também são úteis nestes tipos de avaliações diagnósticas.

A imagem obtida utilizando filmes radiográficos, ou convencionais, baseia-se na interação dos raios-x com elétrons da emulsão do filme e utiliza o processamento químico para a obtenção da imagem. O filme radiográfico é um meio de gravação, exibição e armazenamento de informações diagnósticas (PARKS; WILLIAMSON, 2002). Contudo, o filme é um detector de radiação relativamente ineficiente, necessitando de uma grande exposição à radiação e o processamento

químico interfere na qualidade da radiografia (PARKS; WILLIAMSON, 2002). Repetições radiográficas, geralmente resultantes de erros de processamento, resultam no aumento do desconforto e também no aumento da dose de radiação no paciente. Além do que, os processados em consultórios odontológicos raramente exibem uma imagem ideal (FARMAN, A.; FARMAN, T., 2004).

De acordo com Parks e Williamson, (2002) a imagem digital é resultante da interação do raios-X com elétrons em um sensor eletrônico de pixels, conversão dos dados analógicos para dados digitais, processamento computadorizado e exposição da imagem na tela do computador. Deste modo eliminam-se os erros associados à atividade humana, utilizando a precisão matemática dos computadores; considerando-se que os sensores digitais são mais sensíveis que o filme e requerem uma dose de radiação significativamente menor, aproximadamente 20 a 25% da radiação requerida para filmes com velocidade “D” e 50% para os filmes velocidade “E”, proporcionando uma grande vantagem para os sistemas digitais (TYNDALL *et al.*, 1998; PAURAZAS *et al.*, 2000).

Outra vantagem potencial da imagem digital é a capacidade de melhorar a qualidade da imagem, como a modulação do contraste e densidade, podendo aumentar a eficiência do diagnóstico, além das outras capacidades de manipulação dos sistemas (TYNDALL *et al.*, 1998).

A literatura ainda possui uma carência de informações sobre o diagnóstico da adaptação marginal de pilares protéticos em implantes osseointegrados utilizando os sistemas radiográficos convencional e/ou digital. O protocolo da reabilitação protética sobre implantes indica o uso destes sistemas, mas sem uma orientação consistente e sem uma base científica elaborada.

Deste modo, o presente estudo propôs-se a observar a capacidade de diagnóstico do sistema radiográfico de imagem digital (Digora) e o sistema convencional, na avaliação da adaptação marginal de cinco pilares protéticos, fixados a um implante, com diferentes aberturas marginais, utilizando testes diagnósticos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 PRÓTESE SOBRE IMPLANTE.

O uso de implantes dentários osteointegráveis, para suporte e retenção de próteses dentárias, tem sido demonstrado como clinicamente eficaz. (KERSTEN e TIEDEMANN, 2000; HECKER e ECKERT, 2003). Na Implantologia, a técnica convencional consiste na instalação do implante com a sua plataforma ao nível da crista óssea e, após o período de osteointegração, ou anquilose funcional, realiza-se a reabilitação protética, que inclui a conexão de um intermediário protético, seguida da cimentação ou aparafusamento da coroa (KERSTEN e TIEDEMANN, 2000).

Avaliações clínicas de implantes tipo Brånemark exibem taxas de sucesso superiores a 96%, após cinco anos (KERSTEN & TIEDEMANN, 2000). Apesar de se conhecer bem os mecanismos da osseointegração, ainda ocorrem falhas nos sistemas de implantes. Pesquisas recentes atribuem essas falhas, principalmente, à reabilitação protética do paciente (KERSTEN & TIEDEMANN, 2000; HECKER & ECKERT, 2003).

A prótese sobre implante retida por parafuso tem uma história de sucesso bem documentada. As investigações da biomecânica de implantes têm sido focadas neste tipo de reabilitação, que possibilita a sua remoção, caso necessário, e uma boa adaptação na junção pilar protético-prótese (VASCONCELLOS *et al.*, 2005). No entanto, restaurações aparafusadas podem criar deformação permanente nos implantes, de 2 a 3 vezes maior do que nas próteses cimentadas. Existem muitas variáveis além do controle do dentista que podem distorcer a estrutura protética, a depender do volume do material, a exemplo do material de moldagem que se contrai durante a presa, o gesso ou o material de revestimento se expande, os padrões de cera se distorcem, as fundições metálicas e/ou a porcelana e o acrílico que se contraem. Como consequência, a distorção das próteses implantossuportadas varia

de 291 a 357 μ m e pode ser observada durante a confecção da prótese (MISCH, 2006). Segundo Wise (2001), a abertura marginal máxima clinicamente aceitável é de 30 μ m.

Karlsson (1993) descreveu uma máquina de usinagem para fabricação de próteses em titânio. O seu objetivo era excluir erros inerentes ao processo de fundição por cera perdida, como o de queima da cera, inclusão e fundição. A técnica recebeu o nome de PROCERA[®], e utiliza a tecnologia CAD-CAM (CAD = *Computer Aided Design* – Criado com o auxílio do computador; CAM = *Computer Aided Manufacturing* – Confeccionado com o auxílio do computador). O equipamento consiste de uma máquina que captura a imagem do troquel precisamente, que é enviada a uma estação de produção que faz uma réplica do modelo capturado, realizando usinagem da superfície externa da coroa e erosão elétrica das superfícies internas. Desta forma, um pilar protético era produzido.

Wendell (2005) avaliou a adaptação marginal dos pilares protéticos: pilar em titânio (T) obtido com o sistema CAD-CAM, pilar calcinável fundido em titânio, níquel-cromo (NiCr) e cobalto-cromo (CoCr), pilar calcinável com base em cobalto-cromo sobrefundido com liga de cobalto-cromo, pilar calcinável com base em níquel-cromo (NiCr) sobrefundido com liga de níquel-cromo. Os pilares foram aparafusados no mesmo implante, com um torque de 10N. Os espécimes foram avaliados em um microscópio óptico, avaliando a adaptação vertical e horizontal na interface pilar - protético/implante. Em seguida o conjunto foi submetido a um torque de 20N e avaliados novamente no microscópio. O estudo concluiu que o Sistema CAD-CAM apresentou os melhores resultados, seguido dos pilares: com cinta de CoCr sobrefundidos com CoCr, com cinta de NiCr sobrefundidos com NiCr e em seguida os pilares totalmente calcináveis. Deste modo, pode-se estabelecer que os pilares,

amplamente utilizados, fundidos ou sobrefundidos em laboratório, requerem um cuidado especial enquanto se observa a adaptação no implante.

A conexão implante-pilar protético cria uma interface, ou *gap*, ao nível da crista óssea. As conseqüências desta interface no osso alveolar não são bem esclarecidas com respeito à inflamação periimplantar e ainda não é claro se a eliminação de um segundo estágio cirúrgico, utilizando o sistema de implantes de um componente, pode promover uma resposta diferenciada dos tecidos gengivais periimplantares.

Broggini e colaboradores (2003) realizaram um estudo com o objetivo de determinar se mudanças no tempo de conexão do pilar protético (implantes submersos e não submersos de dois componentes) ou se a presença de uma interface (implantes não submersos de dois componentes e implantes não submersos de um componente) influenciam na composição de células inflamatórias adjacentes ao implante. Os três desenhos de implante foram instalados em regiões edêntulas de cinco cães em duplicata para cada animal. A conexão do pilar protético foi realizada no momento da primeira cirurgia para os implantes não submersos de dois componentes e três meses após a primeira cirurgia para os implantes não submersos de dois componentes. Nos períodos de quatro, oito e dez semanas seguintes à segunda cirurgia, os parafusos de fixação foram folgados e reapertados em todos os implantes de dois componentes, simulando uma condição clínica. Seis meses após a instalação dos implantes, tecidos foram obtidos para experimentos histológicos. Os dois tipos de implantes de dois componentes resultaram num pico de células inflamatórias de aproximadamente 0,50 mm, coronalmente ao microgap, e para os implantes de um componente esse pico não foi observado. Além disso, uma perda óssea significativa foi observada para os dois tipos de implantes de dois

componentes, quando comparados ao implante de um componente. Os autores concluíram que a ausência de uma interface implante-pilar protético na crista óssea foi associada à redução de células inflamatórias periimplantares e teve perda óssea mínima.

Goodacre e colaboradores (1999) realizaram uma revisão de literatura de artigos publicados entre 1981 e 1997, que avaliaram o sucesso e as falhas nos tratamentos com implante. Os autores quantificaram a perda dos implantes, relacionando ao tipo de prótese, arco dentário, comprimento do implante e qualidade óssea. Dez trabalhos reportaram uma incidência de fistulas na região correspondente à interface pilar protético-implante variando de 0,002% a 25%. Segundo os autores, esta complicação periimplantar é geralmente associada a uma pobre higiene bucal e/ou falta de adaptação entre os componentes, devido à folga de parafusos de fixação do pilar protético ou falta de adaptação da infra-estrutura protética. Ocorrendo, geralmente, com maior freqüência em uma reabilitação dental unitária. Os autores ainda relatam que a folga do parafuso de fixação é uma falha mecânica muito comum, com uma incidência variando de 1% a 45%.

A literatura odontológica sugere que uma prótese suportada por implantes necessita de uma adaptação passiva (KAN *et al.*, 1999; CIBIRKA *et al.*, 2001; HECKER e ECKERT, 2003; TAKAHASHI, GUNNE, 2003; VIGOLO *et al.*, 2003; MISCH, 2006). Do ponto de vista prático, um assentamento passivo é impossível de se obter, a não ser que uma abertura mínima seja aceitável (HECKER e ECKERT, 2003; MISCH, 2006). Brånemark, em 1983, foi o primeiro a definir assentamento passivo e sugeriu que os componentes não devem ter mais que 10µm de abertura. No entanto, mesmo com a tecnologia moderna, é improvável a obtenção deste grau de precisão, conseqüentemente, a desadaptação é uma realidade clínica. Os limites

de abertura marginal que podem ser tolerados sem danos mecânicos ou biológicos ainda não foram determinados (HECKER e ECKERT, 2003).

Os pilares não-passivos são as principais causas da folga de restaurações, perda óssea na crista, fratura dos componentes do implante e mobilidade do implante. Idealmente não deve existir espaço entre a coroa e o pilar protético (WISE, 2001; TAKAHASHI, GUNNE, 2003; WOOD, VERMILYEA, 2004; VASCONCELOS *et al.*, 2005; MISCH, 2006).

O desajuste entre a base do implante e o pilar protético e a falta de adaptação passiva entre a prótese e os pilares protéticos podem levar a fraturas, tanto dos componentes protéticos, quanto do parafuso do pilar protético ou do próprio implante; pode também levar à distribuição inadequada das forças ao osso de suporte, acúmulo de bactérias e até mesmo à perda da osseointegração. A natureza da perda ou deslocamento das próteses é complexa e envolve fatores como: material do intermediário protético, tipo de encaixe, grau de conicidade, precisão da usinagem dos componentes do sistema, fadiga, penetração de fluidos bucais, variedades de mastigação, intercâmbio de marcas comerciais, dentre outros (KAN *et al.*, 1999; VASCONCELLOS *et al.*, 2005; MISCH, 2006).

A força de torque utilizada para a fixação do pilar protético ou da prótese pode ter um efeito importante nos estudos que realizam mensurações verticais. Uma grande variação de forças de torque tem sido utilizada em estudos anteriores, mas não existe um consenso de um valor ideal. O uso de torquímetros para o aperto de parafusos, mesmo no menor torque possível (10Ncm), pode diminuir a abertura marginal vertical. Segundo Vasconcelos *et al.* (2005), esta maior adaptação pode ser, na verdade, associada com um alto estresse nos componentes, permitindo um falso julgamento da situação, resultando na folga, pela perda do torque, ou na fratura

do parafuso de fixação da prótese ou do pilar protético, distorção ou fratura da prótese ou ainda da perda óssea periimplantar (HECKER, ECKERT, 2006). A força de torque de 20 Ncm aplicada em um parafuso pode mover dois vagões de trem. Essa mesma força aplicada a uma fundição não-passiva pode torcer a supra-estrutura, o osso subjacente e os componentes do implante. A força constante pode deformar o sistema, podendo gerar fadiga nos materiais e no osso de suporte (MISCH, 2006).

Cibirka *et al.*, (2001) relatam que a tolerância de adaptação entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do intermediário tem sido sugerida, por clínicos e pesquisadores, como a causa primária da folga do parafuso de fixação. Além disso, uma melhor adaptação hexágono-hexágono melhora a distribuição das forças no osso de suporte, permite menor movimentação do pilar protético no implante e reduz a possibilidade de folga ou deformação do parafuso de fixação.

Margens imperfeitas de uma restauração podem oferecer nichos ou reservatórios ideais para o acúmulo de placa, seguida pela aderência de bactérias. Isto pode provocar irritações gengivais na região do implante, do mesmo modo como ocorre em dentes naturais. Devido ao comportamento semelhante dos tecidos gengivais em contato com dentes e implantes, a adaptação marginal de coroas em implantes é supostamente um fator importante para o sucesso protético (GUINDY *et al.*, 1998; KERSTEN e TIEDEMANN, 2000; BROGGINI *et al.*, 2003).

Wahl e Schaal (1989), analisaram a gengiva em contato com a interface pilar protético/ implante convencional e observou-se a presença de uma microflora típica de uma doença periodontal progressiva. Segundo os autores, algumas das bactérias identificadas podem ser associadas à peri-implantite.

Diferentes estudos demonstraram que mesmo em sistemas de implantes com um alto grau de precisão de adaptação, não é garantido um selamento contra microorganismos na abertura entre o pilar protético e o implante (GUIMARÃES; NISHIOKA; BOTTINO, 2001; KERSTEN e TIEDEMANN, 2000). Além disso, micro-movimentos adicionais entre os componentes individuais podem eventualmente causar um aumento da abertura marginal e, portanto, a colonização bacteriana pode ser mais rápida quando se inicia carga funcional da prótese sobre o implante (KERSTEN e TIEDEMANN, 2000).

Em 1993, Quirynen e Steenberghe avaliaram a presença de microorganismos na porção interna de um sistema de implante Brånemark, em nove pacientes. Todos os parafusos de fixação apresentaram uma quantidade significativa de microorganismos, principalmente células cocóides (86%) e bastonetes (12,3%). Por outro lado, nenhum destes microorganismos foi observado em implantes submersos. Este acúmulo bacteriano na interface implante/pilar protético pode promover a perda de óssea marginal e também interferir no tratamento da peri-implantite.

Hecker e Eckert (2003) avaliaram se a adaptação da prótese sobre implante é alterada com cargas cíclicas, simulando a mastigação, e quantificaram as alterações entre o cilindro de ouro da prótese e o pilar protético. Quinze infra-estruturas suportadas por implantes foram confeccionadas e submetidas a três condições de carga. Os autores concluíram que as cargas cíclicas diminuíram a adaptação entre as próteses e os pilares protéticos.

2.2 DIAGNÓSTICO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL EM PRÓTESES SOBRE IMPLANTES

Com o objetivo de verificar a adaptação implante/pilar protético, alguns métodos têm sido propostos. Para a avaliação clínica e laboratorial pode ser utilizada a inspeção visual e tátil (KAN *et al.*, 1999; HECKER e ECKERT, 2003). A inspeção visual requer a visualização de um espaço entre os dois componentes e inclui o uso de elastômeros, ou a confecção de um gabarito de gesso de verificação ou uso de radiografias. A avaliação tátil é realizada com o uso de sondas exploradoras na interface analisada, ou pelo posicionamento da prótese nos pilares protéticos, sentindo o seu assentamento. Nesta técnica, após o assentamento da prótese, parafusos de fixação são apertados e afrouxados alternadamente para determinar se ocorre algum movimento na prótese fixa. No entanto, estes métodos de avaliação possuem certa subjetividade e qualquer discrepância entre condição bucal e o modelo de trabalho propicia a desadaptação da prótese (HECKER e ECKERT, 2003). A utilização de sondas exploradoras possui uma sensibilidade limitada pelo tamanho da ponta do instrumental, localização da interface, geralmente subgingival, e também pela habilidade clínica. O tamanho médio do diâmetro da ponta de uma sonda exploradora é de 60µm, propiciando que desadaptações com magnitudes menores não sejam detectadas (KAN *et al.*, 1999).

Avaliações radiográficas podem ser úteis na verificação da adaptação da prótese sobre o implante e nas avaliações longitudinais da perda óssea, mesmo apresentando informações em duas dimensões. A técnica intrabucal do paralelismo é recomendada para se obter radiografias reprodutíveis, com consistente geometria

da imagem e para detectar a abertura marginal na interface implante/pilar protético (GUIMARÃES; NISHIOKA; BOTTINO, 2001).

As radiografias digitais, ou não, são modalidades úteis para determinar se os componentes das próteses estão assentados e adaptados corretamente. Os dispositivos anti-rotacionais do corpo do implante podem impedir o assentamento dos transferentes de moldagem na posição correta. Isso pode ser difícil de verificar porque o módulo da crista do implante geralmente está no nível da crista óssea, e o tecido gengival é muito espesso. Radiografias periapicais com incidência paralela são mais difíceis de serem obtidas para os implantes do que para os dentes. O implante está frequentemente mais apical ao dente preexistente. Como resultado, o ápice do implante, muitas vezes, está localizado além das inserções musculares ou em regiões quase impossíveis de serem capturadas com um método periapical. Uma imagem encurtada para acomodar a porção apical do implante anula o propósito da interpretação radiográfica do osso da crista. A perda desse osso é avaliada melhor com filmes verticais para incidências interproximais ou filmes periapicais que não incluam a porção apical do implante (MISCH, 2006).

A radiografia digital possui algumas vantagens, como facilitar a imagem pré-operatória do implante, fornecendo informação adicional, segurança e resposta imediata no momento da cirurgia com relação aos parâmetros de margem de segurança, profundidade e angulação. Além disso, as imagens digitais adquiridas podem ser vistas com aumento considerável num monitor de vídeo, inclusive no local da cirurgia. Características adicionais, como a melhora e técnicas de mensuração da imagem, podem ajudar o cirurgião a estabelecer a profundidade e orientação ideais para os implantes. Os sistemas digitais têm como características a rapidez, a baixa radiação, a calibração, o aumento (ampliação), a excelente

qualidade, mede a profundidade, a densidade e as estruturas adjacentes que mantêm o ambiente asséptico (MISCH, 2006).

Uma radiografia também é realizada para determinar se a estrutura metálica ou a prótese final estão assentadas corretamente ou se as margens são aceitáveis ao redor dos implantes e dos dentes. De acordo com Misch (2006), a parte importante da imagem é o aspecto da crista do implante, e não o ápice. Radiografias periapicais são geralmente utilizadas agregadas a outras técnicas na análise da adaptação da infra-estrutura metálica, especialmente em margens subgingivais. Estas radiografias devem ser realizadas de modo a ficar o mais perpendicular possível ao longo eixo da junção pilar protético-implante, favorecendo a sua precisão. No entanto, limitações anatômicas podem impedir um posicionamento adequado, resultando na sobreposição dos componentes, mascarando a falta de adaptação, iludindo o clínico que pode acreditar que uma adaptação passiva foi obtida (KAN *et al.*, 1999). Na radiografia interproximal, a imagem é considerada ótima quando as roscas do corpo do implante são nítidas em ambos os lados. Se a técnica do paralelismo está vinte graus fora da angulação, ambos os lados não estarão nítidos. Quando as roscas estão nítidas em apenas um dos lados, a correção no cone do aparelho de raios-x é de aproximadamente dez graus (MISCH, 2006).

A interpretação radiográfica também pode ser utilizada para verificar a perda óssea na crista do implante, mas tem várias limitações. Uma radiografia mostra apenas os níveis mesiais e distais da crista. Entretanto, a perda precoce do osso só ocorre na face vestibular do implante dificultando/impossibilitando a sua visualização. Cabe esclarecer que uma ausência de radiolucidez ao redor do implante não significa que o osso está presente na interface, especialmente na

região anterior da mandíbula. Para que isso aconteça, é preciso que ocorra cerca de 40% de diminuição da densidade óssea para produzir uma diferença radiográfica na região, devido ao osso cortical denso. Quando o osso é amplo, o defeito em “v” na crista pode ser circundado por osso cortical e, como resultado, a radiografia tem um menor poder diagnóstico (MISCH, 2006).

O protocolo para avaliar a qualidade de saúde do implante depende das observações clínicas. Uma radiografia inicial é obtida no momento da entrega da prótese. Até esse momento, a distância biológica e o desenho da crista do implante já terão contribuído para influenciar na perda do osso da crista. Já que o osso da crista muda durante o primeiro ano de carregamento, consultas de manutenção preventivas são agendadas a cada três ou, no máximo, quatro meses e radiografias interproximais aos seis e oito meses, que deverão ser comparadas com a radiografia inicial. Outra radiografia interproximal, vertical é tomada a cada ano e comparada com as duas imagens prévias. Se nenhuma mudança estiver aparente, os próximos exames radiográficos devem ser agendados a cada três anos, a menos que outros sinais clínicos levem a exames mais frequentes (MISCH, 2006).

2.3 SISTEMAS RADIOGRÁFICOS: CONVENCIONAL E DIGITAL

O exame radiográfico é uma ferramenta imprescindível na Odontologia, especialmente durante o tratamento e preservação do paciente. Entretanto, devido à subjetividade de interpretação, dificuldade de visualização tri-dimensional dos objetos avaliados e a sobreposição de imagens, a radiografia é considerada um exame complementar (CANOVA *et al.*, 2003).

A imagem obtida utilizando filmes radiográficos, ou convencionais, consiste na interação dos raios-x com elétrons da emulsão do filme, produzindo uma imagem latente, e utiliza o processamento químico, transformando essa imagem em uma imagem visível. Deste modo, o filme radiográfico é um meio de gravação, exibição e armazenamento de informações diagnósticas. A radiografia é descrita como uma imagem analógica e é caracterizada por tons de cinza contínuos, variando entre os extremos de branco a preto. Cada tom de cinza possui uma densidade óptica relacionada com a quantidade de luz que pode atravessar a imagem num local específico. (WENZEL, GRONDAHL, 1995; PARKS; WILLIAMSON, 2002).

No entanto, o filme radiográfico é um detector de radiação relativamente ineficiente, necessitando de uma grande exposição à radiação e o processamento químico interfere na qualidade da radiografia (PARKS; WILLIAMSON, 2002). Repetições radiográficas, geralmente resultantes de erros de processamento, acarretam o aumento do desconforto e também o aumento da dose de radiação no paciente. Por outro lado, cabe destacar que filmes radiográficos processados em consultórios odontológicos raramente exibem uma imagem ideal (FARMAN, A.; FARMAN, T., 2004).

Considerando estas limitações, não é surpreendente que um estudo com filmes intrabucais submetidos a companhias de seguros tenha indicado que, pelo menos, a metade de todos os filmes estava com uma qualidade de imagem inaceitável. Segundo Tyndall *et al.* (1998), a maioria dos erros foi devido a problemas no processamento e posicionamento inadequado do filme intrabucal.

Outras desvantagens ainda são descritas a exemplo da variação na qualidade da imagem obtida, do longo tempo de processamento radiográfico, do custo dos bens de consumo, como filmes e soluções, do custo do equipamento de

processamento e do local próprio para processamento, somados ao potencial humano, as soluções para o processamento são poluidoras ao meio-ambiente, o armazenamento pode ser de alto custo, a duplicação é sempre inferior à imagem original e impossibilidade de manipulação da imagem. (VERSTEEEG; SANDERINK; STELT, 1997 (1) e (2); ABREU *et al.*, 2004; FARMAN, A.; FARMAN, T., 2004).

A radiologia odontológica demonstra-se essencialmente bioética, com a busca incessante de tecnologias que culminem em uma menor dose de radiação aplicada ao paciente, aliada à qualidade dos dados obtidos. Um exemplo deste propósito é o desenvolvimento de filmes de sensibilidade crescente, a despeito da inexorável e tão discutida perda da nitidez da imagem. Ao incorporar recursos da computação, a radiologia odontológica demonstrou uma notável diferenciação tecnológica e potencializou sua condição de um importante recurso diagnóstico auxiliar (TOVO; VONO; TAVANO, 2000).

No entanto, tecnologias modernas que envolvem uma grande carga de radiação-x, como a tomografia computadorizada, têm se tornado cada vez mais populares, muitas vezes sem uma análise do risco que oferece. O congresso da Associação Européia de Osseointegração, em 2002, determinou algumas diretrizes para a utilização de imagens diagnósticas na Implantologia. O objetivo foi desenvolver recomendações em várias situações clínicas que permitam uma informação diagnóstica essencial seguindo o conceito do ALARA (HARRIS *et al.*, 2002).

ALARA é o acrônimo de *As Low As Reasonably Achievable* (tão baixo quanto razoavelmente exeqüível) e é um princípio fundamental para o diagnóstico radiográfico. A minimização da dose de raios-x pode ser obtida: seguindo procedimentos a exemplo da utilização do critério apropriado de seleção radiográfica

após a anamnese e avaliação clínica do paciente; empregar utilizando pessoal treinado e qualificado para obtenção das radiografias; usar técnicas mais eficientes, incluindo a projeção de raios luminosos na região, colimação e filtração; fazer uso de detectores de raios-x com maior velocidade, consistentes com a obtenção de imagens radiográficas com adequada qualidade diagnóstica (FARMAN, A.; 2005).

Desde o plano de tratamento o paciente é submetido à exposição de radiação-x, observando principalmente o volume, a qualidade, topografia e relação com estruturas anatômicas importantes do tecido ósseo. Estas informações podem ser obtidas através do exame clínico ou de radiografias convencionais. Radiografias intrabucais, panorâmicas e tomografias fazem parte dos exames complementares rotineiros. Cabe destacar que a tomografia computadorizada deve ser utilizada criteriosamente. Além da conscientização dos profissionais, com o objetivo de uma maior seleção do exame radiográfico, faz-se necessária a utilização de técnicas ou equipamentos mais sensíveis à radiação. A tecnologia escolhida deve prover o diagnóstico requerido com a menor exposição possível a esta.

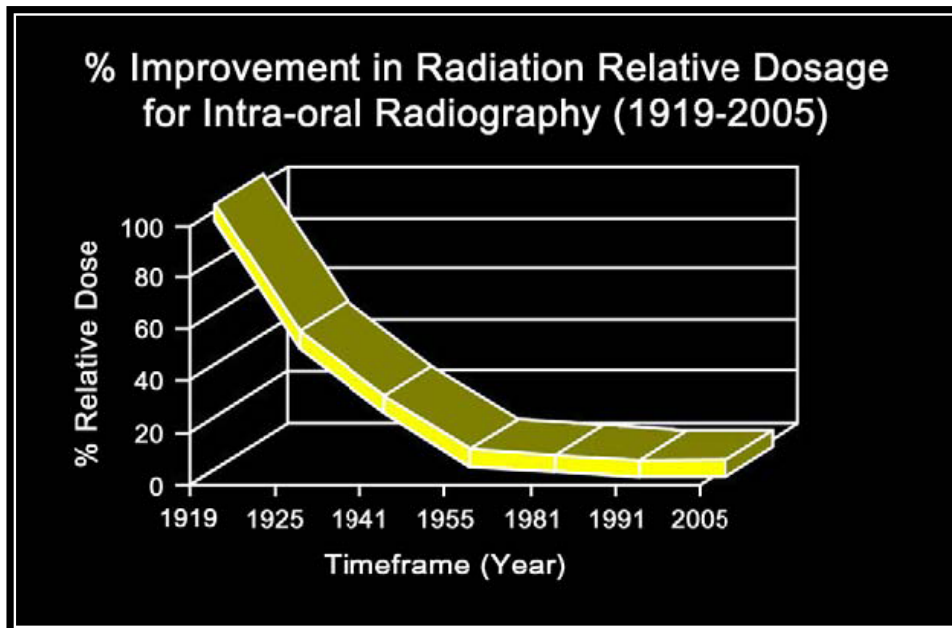


Figura 1 - Redução da dose de radiação relativa necessária para a obtenção de uma imagem intrabucal, desde o ano de 1919 até 2005.

FONTE: FARMAN, A.; 2005

Novas ferramentas foram desenvolvidas para a criação de imagens digitais com a finalidade de melhorar a visualização e interpretação radiográfica, e de reduzir o número de repetições, dose de radiação e tempo de obtenção da imagem através da eliminação do processamento químico (CANOVA *et al.*, 2003).

No sistema de imagens radiográficas digitais, os dados são obtidos com um sensor e são enviados ao computador numa forma analógica. Os computadores utilizam números binários com dois dígitos (0 e 1) para representar dados. Estes dois caracteres são denominados bits e formam seqüências de oito ou mais bits, sendo então denominados bytes. O número total de bytes possíveis numa linguagem de 8-bit é $2^8 = 256$. A conversão de analógica para digital transforma dados analógicos em dados numéricos baseado no sistema de números binários. A voltagem de cada sinal da placa é mensurada e codificada com um número variando entre zero (preto ou radiopaco) e 255 (branco ou radiolúcido), ou seja, cada sinal

pode ser transformado em até 256 tons de cinza, apesar do olho humano ser capaz de detectar somente até 32 tons de cinza. Existem sistemas que utilizam uma resolução maior de tons de cinza, mas durante o processamento são reduzidos a 256 tons, possibilitando o controle de sub-exposições ou sobre-exposições, ou seja, o brilho e o contraste da imagem é alterado automaticamente a depender da dose de radiação (PARKS, E., WILLIAMSON, G., 2002; VERSTEEG (1) e (2), SANDERINK, STELT, 1997).

Os sensores digitais são mais sensíveis que os filmes e requerem uma dose de radiação significativamente menor, aproximadamente 20 a 25% da radiação requerida para filmes com velocidade "D" e 50% para os filmes velocidade "E", proporcionando uma grande vantagem para os sistemas digitais (TYNDALL *et al.*, 1998; PAURAZAS *et al.*, 2000).

Os sistemas radiográficos digitais possuem ainda como vantagens: a redução do tempo de obtenção da imagem, o que facilita a comunicação com o paciente quando as imagens são exibidas imediatamente no monitor do computador; a facilidade no armazenamento, restauração das imagens e obtenção de cópias de segurança, permite, também, a duplicação perfeita e a manipulação das imagens pelo computador, elimina os gastos recorrentes de filmes e soluções de processamento com conseqüente colaboração na preservação do meio ambiente e, ainda, facilita a comunicação interconsultórios, através da rede (VERSTEEEG (1) e (2), SANDERINK, STELT, 1997; PAURAZAS *et al.*, 2000; FARMAN, A.; FARMAN, T., 2004).

Uma diferença importante entre o sistema de imagens radiográficas convencionais e digitais, é a capacidade deste último de facilitar o processamento dos dados existentes na imagem. O objetivo da manipulação ou processamento

digital da imagem é selecionar as informações úteis ao diagnóstico e suprimir ou descartar as restantes. Independentemente do método pelo qual a imagem foi capturada, uma vez digitalizada, vários aprimoramentos através do computador podem ser realizados na imagem, ressaltando que a informação inerente de uma imagem digital não pode ser melhorada pelo mero processamento dessa imagem. Densidade e contraste podem ser alterados de acordo com a necessidade diagnóstica, como a perda óssea marginal, que necessita de imagens mais claras e as lesões de cárie, que necessitam, de imagens mais escuras. A habilidade de alterar a densidade permite ao clínico a chance de aprimorar uma imagem que ficou muito clara ou escura. Existe um limite para este aprimoramento de imagens com qualidade inferior. Não é possível recuperar uma imagem na qual todos os *pixels* (picture element, ou pontos que compõem uma imagem digital) ficaram saturados (muito escura) ou imagens onde o ruído (informação inútil) no sistema se sobrepõe ao sinal (informação útil). A densidade pode ser manipulada simplesmente pela adição ou subtração de mesmos valores para cada *pixel*. O contraste da imagem pode também ser manipulado alterando a graduação dos tons de cinza na imagem. Segundo Parks e Williamson (2002), outros aprimoramentos incluem a inversão dos tons de cinza, aumento do tamanho da imagem e utilização de pseudocores.

Algumas desvantagens são citadas por autores como Abreu *et al.* (2004), sobre a existência de uma perda na qualidade da imagem quando comparada à técnica convencional, também o custo e a manutenção do equipamento é muito alto, ficando ainda restrito aos grandes centros de diagnóstico por imagens.

A imagem digital pode ser obtida através de duas formas: diretamente através de sensores eletrônicos ou óticos sensíveis à radiação e indiretamente, através de radiografias convencionais que são convertidas para o formato digital

através de câmeras de vídeo ou mesas digitalizadoras (*scanners*). Os sistemas diretos incluem sistemas CCD (Charge Coupled Device) – dispositivo de carga acoplada e PSP (Photostimulable Phosphor) - placas de fósforo receptoras fotoestimuláveis (WENZEL, GRONDAHL, 1995; ABREU *et al.*, 2004).

O sistema CCD utiliza silício no sensor e se comunica, através de um cabo, diretamente com o computador, o que dificulta o seu manuseio. Além disso, estes sensores são difíceis de serem posicionados em bocas pequenas e possuem poucas opções de tamanho (ABREU *et al.*, 2004).

A obtenção de imagens utilizando placas de fósforo receptoras fotoestimuláveis é descrita como uma técnica de imagem digital direta (PARKS; WILLIAMSON, 2002). O sistema PSP consiste numa placa formada por quatro camadas: a primeira fica do lado a ser exposto, é formada por uma base de poliéster coberta por compostos de haletos cristalinos à base de flúor, haletos de bário impregnado de európio ativado. A energia dos raios-x é convertida em luz visível, que forma uma imagem latente na segunda camada, na qual a imagem é armazenada por fósforo fotossensível. Já a terceira camada é uma lâmina de metal que será atraída pelo ímã do sistema de leitura óptica e, por último, a quarta camada que consiste de um plástico protetor (WENZEL, GRONDAHL, 1995; ABREU *et al.*, 2004).

A placa de fósforo fotoestimulável é sensibilizada pelos raios-x, assim como os filmes convencionais (CANOVA *et al.*, 2003). A imagem é então capturada numa placa de fósforo, armazenada como imagem latente, ou dado analógico, até a sua digitalização por raio laser He-Ne (Hélio-Neônio), realizada em uma unidade digitalizadora. Este sistema foi introduzido no mercado pela empresa Fuji (Tóquio, Japão), em 1981 e pode ser utilizado para imagens intrabucais e extrabucais

(PARKS; WILLIAMSON, 2002). A energia remanescente na placa pode ser eliminada expondo-a à luz solar ou à luz própria do aparelho e então reutilizada (ABREU *et al.*, 2004). Em 1994 foi introduzido no mercado o sistema Digora (Soredex - Orion Corporation – Helsinki – Finlândia), como o primeiro aparelho utilizando placas de fósforo com sistema de armazenamento. (TOVO, VONO, TAVANO, 2000).

As imagens obtidas com os sistemas PSP são utilizadas para vários objetivos diagnósticos. Um desempenho de diagnóstico comparável entre o sistema CCD e filmes convencionais está sendo observado. Há relatos que os sistemas PSP superam algumas das restrições dos sistemas CCD, incluindo aquelas associadas ao grande volume do sensor, ausência de fio de conexão, tamanho de imagem limitado e alto custo do sensor. Os sensores do sistema PSP são relativamente insensíveis a variações no tempo de exposição, produzindo imagens de brilho e contraste padronizados e, portanto, mais vantajosos que os sistemas CCD (WALLACE *et al.*, 2001).

Outras vantagens do sistema PSP comparadas aos outros sistemas digitais são: flexibilidade da placa, tamanho semelhante aos filmes convencionais periapicais adulto ou infantil, o tamanho da imagem de exibição (duas vezes maior), precisão nas radiografias interproximais, possibilidade de exposição de regiões posteriores (VERSTEEEG (1) e (2), SANDERINK, STELT, 1997).

No entanto, este sistema possui algumas limitações como a flexibilidade da placa que pode interferir na sua durabilidade, a necessidade de vários receptores, promovendo alto custo e a impossibilidade de esterilização (PARKS e WILLIAMSON, 2002). O ruído é geralmente maior nos sistemas PSP e é continuamente aumentado

de acordo com o aprimoramento da imagem, mas sabe-se que é diminuído quando aumenta a exposição aos raios-x.

O sensor PSP do sistema Digora tem *pixels* de tamanho 71 x 71 μ m e um campo de 416 x 560 *pixels*, podendo ter a resolução um pouco maior que 6 lp/mm (par de linhas por milímetro). Por outro lado, o receptor CCD tem *pixels* com menor tamanho, de 48 x 48 μ m e uma resolução levemente maior. No entanto, com as ferramentas do sistema Digora, é possível se obter imagens com alto contraste, que são diagnosticamente comparáveis ou superiores ao sistema CCD (WALLACE *et al.*, 2001). Além disso, esta resolução é significativamente menor que aquela obtida com filmes convencionais (~12 lp/mm), mas não são observadas diferenças a olho nu (8-10 lp/mm). (WENZEL, GRONDAHL, 1995; SVANAES *et al.*, 1996; PARKS e WILLIAMSON, 2002).

Numerosos trabalhos têm avaliado a capacidade de diagnóstico dos sistemas digitais determinando lesões de cárie, doenças periodontais e detecção de lesões periapicais. A maioria destes estudos relatou uma utilidade e uma precisão semelhante quando avaliaram imagens de filmes convencionais e imagens obtidas de PSP. (SVANAES *et al.*, 1996; TYNDALL *et al.*, 1998; PARKS e WILLIAMSON, 2002; WENZEL, 2004).

2.4 ADAPTAÇÃO DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS/ PRÓTESES FIXAS

O tratamento protético objetiva o controle das doenças bucais reabilitando a estética e a função com restaurações duráveis e biocompatíveis. O conhecimento das respostas dos tecidos periodontais a coroas artificiais e próteses fixas é crucial no desenvolvimento do plano de tratamento, obtendo um prognóstico previsível.

Vários trabalhos têm relatado que uma adaptação marginal deficiente, términos subgingivais profundos, superfície rugosa da restauração e restaurações com sobrecontorno podem contribuir na inflamação localizada do periodonto. A inflamação comumente se desenvolve devido ao ambiente protetor que estas restaurações podem propiciar, possibilitando que a população microbiana nativa seja substituída por uma flora periodontopatogênica (KNOERNSCHILD; CAMPBELL, 2000; MITCHELL *et al.*, 2001).

Restaurações indiretas possuem aceitabilidade e longevidade a depender da adaptação marginal (BINDL e MORMANN, 2005; JAHANGIRI *et al.*, 2005; KOKUBO *et al.*, 2005). Tem sido observado que aberturas marginais propiciam uma inflamação tecidual periodontal local e facilitam a recorrência de cáries secundárias, com subsequente perda da prótese. (BINDL e MORMANN, 2005; JAHANGIRI *et al.*, 2005). Cáries recorrentes, ou secundárias são reconhecidas como a maior falha biológica que ocorre em próteses fixas (ZOELLNER *et al.*, 2002 (1) e (2); HOCHMAN *et al.*, 2003). Muitos fatores, de acordo com Kokubo *et al.* (2005), podem promover estas interfaces, como o tipo da preparação, os espaçadores para gesso, a força utilizada na cimentação, a configuração marginal e a rugosidade da superfície.

Existem várias técnicas para realizar a avaliação da precisão da adaptação marginal de restaurações indiretas, incluindo o uso de sondas exploradoras e materiais elastoméricos. Não existe um consenso na literatura quanto ao limite da abertura marginal: Avaliações clínicas têm demonstrado que restaurações com estruturas metálicas comumente apresentam uma abertura marginal excedendo 100µm (GUINDY *et al.*, 1998). Kan *et al.* (1999) relataram que as distorções de uma prótese fixa tendem a crescer quanto maior a extensão da reabilitação e que uma distorção de aproximadamente 100µm é inevitável. Oruç e Tulunoglu (2000) citam

que a abertura marginal deve ser padronizada como menor que 50 μ m. Jahangiri *et al.* (2005) comentam que uma abertura marginal de 30 μ m é reportada como uma discrepância clinicamente aceitável e que existe pouca informação sobre a sensibilidade e especificidade das avaliações clínicas comumente realizadas na detecção de uma discrepância desta magnitude. Goldin *et al.* (2005), cita que uma abertura de 40 μ m a 120 μ m é clinicamente aceitável. Naert, Van Der Donck, Beckers (2005), relatam que restaurações de cerâmica pura devem possuir uma abertura marginal de no máximo 100 μ m.

Jahangiri *et al.* (2005), avaliaram o efeito do tipo de preparo na adaptação marginal, além da sensibilidade e especificidade de avaliações clínicas. Três dentes com diferentes preparos foram utilizados e avaliando-se vinte e quatro restaurações indiretas. O padrão ouro utilizado foi o da estereomicroscopia e a avaliação clínica consistiu no uso de sondas exploradoras e material elastomérico. Os autores concluíram que o tipo de preparo não afeta a adaptação marginal e que a avaliação clínica somente apresentou sensibilidade e especificidade semelhante ao padrão ouro quando a abertura marginal foi de 124 μ m. Deste modo, as técnicas de avaliações clínicas, utilizando sonda exploradora e material elastomérico podem ser inadequadas para avaliação da precisão marginal.

Devido às limitações visuais e clínicas na avaliação de próteses fixas, a análise radiográfica pode ser benéfica na detecção de lesões interproximais localizadas nas margens de coroas protéticas. Zoellner(2) *et al.* (2002), correlacionaram os achados clínicos, com relação a lesões de cárie secundárias, aos da avaliação radiográfica. Cem pacientes foram selecionados, cujo critério utilizado era ter lesões de cárie secundárias. Um total de 820 restaurações e 1024 faces interproximais de 512 dentes não restaurados foram avaliadas clinicamente e

radiograficamente. Cáries secundárias foram diagnosticadas clinicamente como 11,2% de 1640 faces interproximais, mas somente 8,3% radiograficamente. Ao contrário, a frequência de lesões de cárie em dentes não restaurados aumentou com o uso de radiografias de 3,3% para 4,1%. Os autores concluíram que o exame radiográfico aumenta a sensibilidade diagnóstica para lesões de cárie interproximais. Entretanto, no diagnóstico de cáries secundárias em dentes com coroas, o exame clínico foi mais eficiente que o exame radiográfico.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL

Verificar a validade do método radiográfico convencional e do sistema digital Digora, quanto à capacidade diagnóstica da adaptação marginal de cinco pilares protéticos com diferentes aberturas entre o implante e o pilar protético.

3.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

Observar a capacidade de diagnóstico do sistema radiográfico de imagem digital (Digora) e do sistema convencional, na avaliação da adaptação marginal de cinco pilares protéticos Procera Alltitan, fixados a um implante, com diferentes aberturas marginais ($0\mu\text{m}$, $50\mu\text{m}$, $100\mu\text{m}$, $150\mu\text{m}$ e $200\mu\text{m}$) , utilizando testes diagnósticos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo de investigação laboratorial foi composto pela análise de cinco grupos, através de radiografias convencionais e utilizando o sistema radiográfico digital Digora.

4.1 CONFECÇÃO DOS PILARES

Foram confeccionados cinco pilares personalizados Procera Alltitan[®] através de um protótipo de enceramento, semelhante a um pré-molar inferior. Utilizou-se cera para escultura da marca Kota - Indústria e Comércio/ São Paulo, com o auxílio de um gotejador elétrico da marca Prott's. Este enceramento serviu como base para captura de imagem e confecção de um pilar Procera Alltitan[®].



Figura 2 – Pilares protéticos avaliados, confeccionados através da tecnologia *Cad-Cam* e seus respectivos parafusos de fixação.

O enceramento foi fixado ao *holder* do *scanner* Procera[®]. O conjunto foi levado ao *scanner* previamente calibrado, sendo realizada a captura da imagem

referente à superfície externa do pilar. Após obtenção da imagem, foi selecionado o tipo de intermediário que a unidade produtora executaria em programa CAD 3D (Nobel Biocare®).

4.2 FIXAÇÃO DO IMPLANTE E PILARES PROTÉTICOS

Em uma peça metálica cilíndrica de latão, com medidas de 4 cm de comprimento por 2,5 cm de diâmetro, foram torneadas seis faces de medidas uniformes e planas entre si, obtendo uma base metálica com formato hexagonal, com seis superfícies de assentamento planas, uniformemente localizadas e numeradas. No centro desta peça foi realizado um orifício uniforme com 10 mm de profundidade e 4 mm de diâmetro, adequado para receber e fixar um implante com essas dimensões.



Figura 3 – Plataforma metálica de posicionamento da base metálica e implante fixado à base metálica com o pilar protético em posição: A) interface implante/ pilar-protético, B) parafuso de fixação do implante na base metálica, C) Número da face do hexágono..

Os pilares protéticos foram fixados a um implante (Nobel Biocare), através dos seus parafusos de fixação, utilizando um torque de 10 Ncm, através de um calibrador eletrônico controlador de torque (OSSEOSET® - Nobel Biocare). Para isso, um torno foi utilizado para fixar o implante e servir de contratorque. Em seguida este conjunto foi fixado à base metálica, através de um parafuso de titânio com cabeça hexagonal, num pequeno orifício confeccionado numa das superfícies da base, com o objetivo de travar o implante. A superfície do implante que estava em contato com este parafuso foi aplainada, promovendo o paralelismo do implante e maior estabilidade entre o implante e o parafuso de fixação, evitando movimentações.

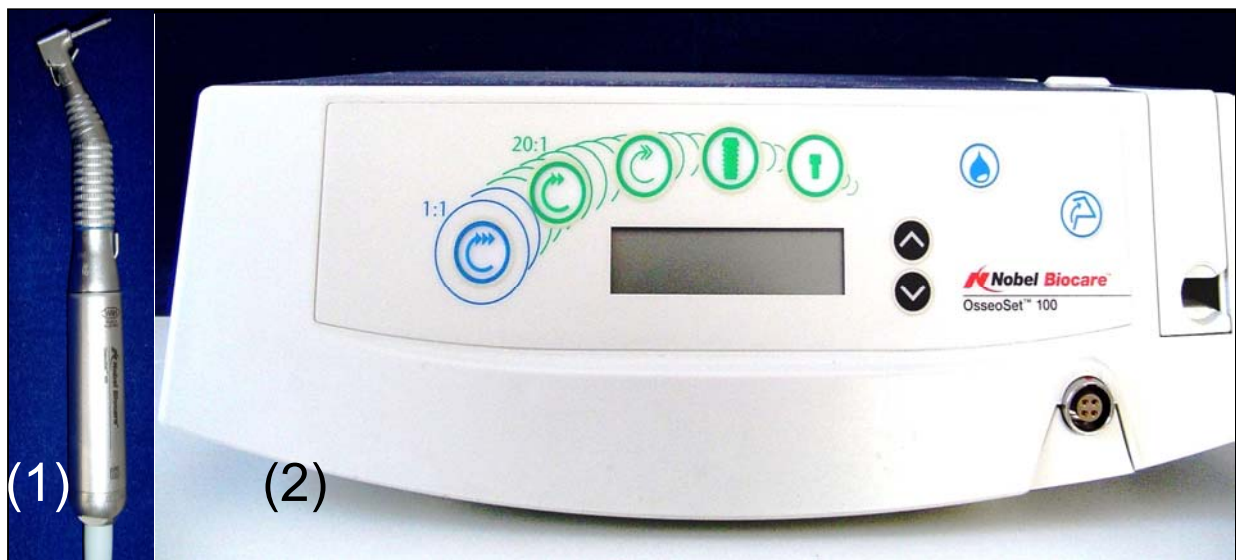


Figura 4 – Contra-ângulo (1) e controlador de torque Osseoset® (2) – Nobel Biocare.

A base metálica proporcionou a tomada radiográfica do conjunto implante-pilar protético em três posições (posições 1, 2 e 6), obtendo-se três imagens de cada corpo de prova, ou seja, seis pontos de avaliação para cada pilar protético, em cada abertura estabelecida. Para padronização de posição das leituras microscópicas e tomadas radiográficas foi utilizada uma plataforma de posicionamento, assentando a

base metálica, proporcionando uma movimentação única e exclusiva dos corpos de prova.

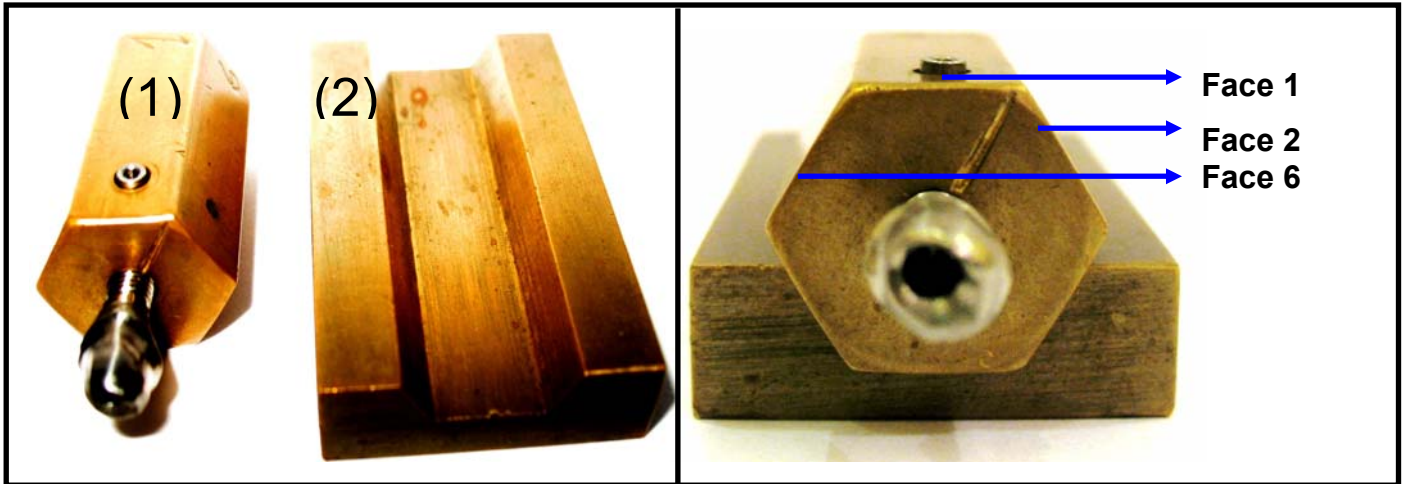


Figura 5- Base metálica (1) e sua relação com a plataforma de posicionamento (2). Observar as faces do hexágono utilizadas nas avaliações radiográficas

4.3 CONSTITUIÇÃO DOS GRUPOS DE ESTUDO

Cada pilar protético foi avaliado em cada sistema radiográfico (convencional e digital) com cinco aberturas marginais: sem espaçador, com um espaçador (correspondente a uma tira de matriz de poliéster, ou 50 μ m), dois espaçadores (100 μ m), três espaçadores (150 μ m) e quatro espaçadores (200 μ m).

Como espaçador, utilizou-se matriz de poliéster em tiras, com uma perfuração confeccionada com um perfurador para lençol de borracha, utilizando o maior diâmetro de perfuração.

Foram avaliados, cinco pilares protéticos em três diferentes posições, guiadas pela base metálica hexagonal. Cada pilar protético possibilitou a obtenção de quinze imagens de cada sistema radiográfico (três faces avaliadas e cinco tipos de espaçadores), com trinta faces proximais a serem avaliadas.

Após o torque, o excedente do espaçador foi recortado utilizando lâminas de bisturi nº. 15. Quando a tira de matriz de poliéster era posicionada entre o conjunto pilar protético e implante e sofria qualquer deformação após o torque, era então desprezada, com o intuito da padronização do estudo.

Ao final, foram realizadas 150 tomadas radiográficas, sendo 75 utilizando o sistema convencional e 75 utilizando o Digora, com 300 pontos totais de avaliação da abertura marginal (Quadro 1).

As imagens foram realizadas pelo autor e foram avaliadas por dois examinadores radiologistas (professores da Disciplina de Radiologia Odontológica – FOUFBa). Após a avaliação individual, os examinadores discutiram seus diagnósticos e chegaram a um consenso forçado.

Nº de pilares protéticos	Nº de espaçadores	Imagens do Sistema Radiográfico Convencional	Imagens do Sistema Digital	Abertura marginal
5	Sem espaçador	15	15	0µm
5	01 espaçador	15	15	50µm
5	02 espaçadores	15	15	100µm
5	03 espaçadores	15	15	150µm
5	04 espaçadores	15	15	200µm
		Total = 75	Total = 75	

Quadro 1: Organização dos grupos experimentais.

4.4 EQUIPAMENTOS

Aparelho de Raios-X Gnatus® 70kVp

Computador Pentium 4® com *software* Digora® for Windows® versão 1.51

Monitor S3 Graphics ProSavage – 32 Bits - Samsung

Controlador de torque OSSEOSET[®] - Nobel Biocare

Microscópio óptico Mitutoyo[®]

Processadora automática de radiografias Periomat[®] - Air Techniques.

Scanner MD 50 - PROCERA[®]

Sensores de fósforo do Sistema DIGORA[®] - Soredex - Orion Corporation.

Gotejador elétrico - Prott's[®]

4.5 MATERIAL UTILIZADO

Cera para escultura - Kota[®]

01 Implante Nobel Biocare[®] n° 28894

75 Filmes radiográficos intrabucais Insight, KODAK[®]

05 Pilares protéticos Procera Alltitan[®] – Nobel Biocare[®], com respectivos parafusos de fixação.

15 Lâminas de bisturi n°.15 - Lamed[®].

Matriz de poliéster em tiras, 10 x 120 x 0,05mm, em pacote c/50 tiras – Quimidrol[®].

Chave hexagonal

Alicate de Ainsworth perfurador para lençol de borracha

4.6 AVALIAÇÃO MICROSCÓPICA

A análise microscópica serviu como o padrão-ouro (*gold-standard*), propiciando um diagnóstico absoluto. Os cinco pilares protéticos foram avaliados para obtenção precisa da abertura marginal no implante (sem as tiras de matriz de

poliéster), através de um microscópio óptico comparador (Mitutoyo[®]), com aumento de 60 vezes, cabeçotes micrométricos, mostrador digital e medidas a cada 1µm. As leituras foram realizadas em seis posições determinadas pelo sextavado da base metálica que fixa o implante. Cada face do corpo de prova foi lida três vezes e como resultado obteve-se uma média que correspondeu ao valor total da desadaptação do pilar protético.

A plataforma metálica foi fixada na base do microscópio e o conjunto pilar protético/implante/base metálica foi posicionado para leitura. Para avaliação da abertura marginal, utilizou-se a iluminação do microscópio, incidindo perpendicularmente ao longo eixo do conjunto. Se a adaptação não permitisse a visualização de espaço a ser medido na região, a medida seria zero. Caso houvesse algum espaço de desadaptação, a linha do cabeçote micrométrico seria posicionada na borda inferior e zerado. Em seguida deveria ser movimentado o mesmo até que a linha se posicione na outra margem do espaço e então faria a leitura da numeração do visor digital. O ponto de mensuração considerado foi a região central do corpo de prova, obtida na ocular, como preconizam Henrich (2002); Wendell (2005). O exame microscópico foi realizado por um implantodontista (professor do curso de Especialização em Implantologia – FOUFBa), no Brånemark Osseointegration Center da Universidade do Sagrado Coração de Jesus – Bauru – São Paulo.

4.7 OBTENÇÃO DAS IMAGENS RADIOGRÁFICAS

A plataforma metálica foi utilizada a fim de estabelecer uma posição única, não se movimentar e padronizar a incidência dos feixes de raios-x. O cabeçote do aparelho de raios-x foi posicionado buscando o paralelismo entre o conjunto pilar

protético/implante e o filme de raios-X e/ou sensor do Digora (ângulo vertical posicionado em 90°), ambos perpendiculares ao feixe de raios-X, a uma distância de 40 cm da área focal.

Como as partes do corpo foram avaliadas em três faces, a base metálica foi rotacionada para a movimentação do conjunto implante/pilar protético, sem alterações da posição do aparelho de raios-x ou da posição da plataforma metálica, padronizando a incidência dos raios. O tempo utilizado em cada experimento foi determinado através de um estudo piloto, utilizando o menor tempo possível que ainda possibilitou uma excelente qualidade radiográfica.

No sistema Digora foi utilizado um tempo de exposição de 0,1 segundo. Os sensores foram protegidos inicialmente com o lacre dos invólucros plásticos originais, evitando a exposição à luz. Para a obtenção da imagem após a tomada radiográfica, a placa de fósforo foi inserida no *scanner* do equipamento Digora. Esta imagem, subsequentemente, foi capturada, visualizada e armazenada no computador utilizando um código preestabelecido. Ao final, o sensor já poderia ser utilizado novamente.

Para obtenção das imagens do sistema radiográfico convencional, os corpos de prova foram submetidos a radiografias convencionais utilizando a mesma padronização do sistema Digora. Para isso, utilizou-se filme radiográfico (tipo 1, tamanho 2, sensibilidade E/F, Insight, KODAK) no mesmo aparelho de raios-x citado anteriormente, com o tempo de exposição de 0,3 segundos. Os filmes foram então processados automaticamente.

Ao final, as imagens apresentavam-se tecnicamente boas, com máximo de nitidez, mínimo de distorção e ausência de erros de técnica como o erro na angulação vertical e a não exposição de parte do filme (meia-lua).

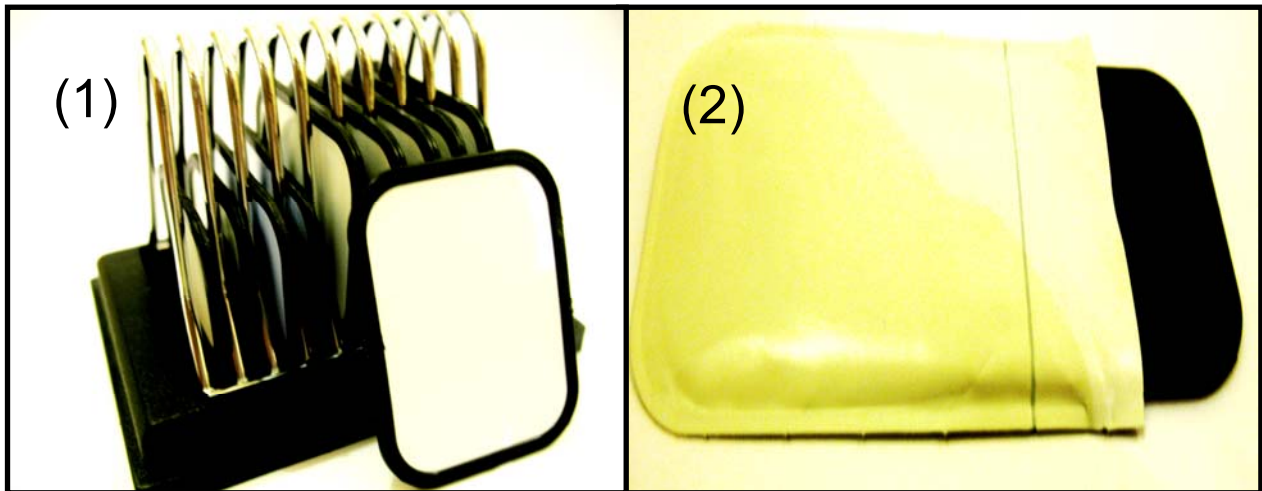


Figura 6- Suporte dos sensores do sistema Digora, observando os seus três tamanhos (1) e sensor protegido com invólucro plástico (2).



Figura 7- Scanner do sistema Digora: compartimento de leitura fechado (1), introdução do sensor para leitura (2) e sensor após a captura da imagem, pronto para uma nova exposição (3).

4.8 AVALIAÇÃO DOS DADOS RADIOGRÁFICOS

Nas imagens obtidas foram observados os pilares protéticos fixados ao implante, podendo-se então avaliar a adaptação marginal. Estabeleceu-se um número aleatório diferente para cada imagem obtida, cujo código era conhecido apenas pelo pesquisador.

As imagens obtidas foram avaliadas, por dois radiologistas experientes devidamente calibrados durante o piloto do experimento. A cada dia, quinze avaliações eram realizadas aleatoriamente, evitando o estresse e erro diagnóstico. Na avaliação de cada face da cada imagem pôde-se estabelecer um diagnóstico de: adaptado, ou desadaptado.

A avaliação das imagens com filmes convencionais foi realizada sob a luz do negatoscópio, com uma máscara em volta da radiografia, impedindo a passagem da luz, com o auxílio de uma lente de 6x de aumento em ambiente com pouca luminosidade.

No sistema radiográfico digital avaliou-se imagens radiográficas, armazenadas com o código específico, na tela do computador com uma máscara, diminuindo a luminosidade da área não avaliada. O examinador avaliou quinze imagens por dia, numa ordem aleatória, utilizando as ferramentas de *zoom*, brilho e contraste.

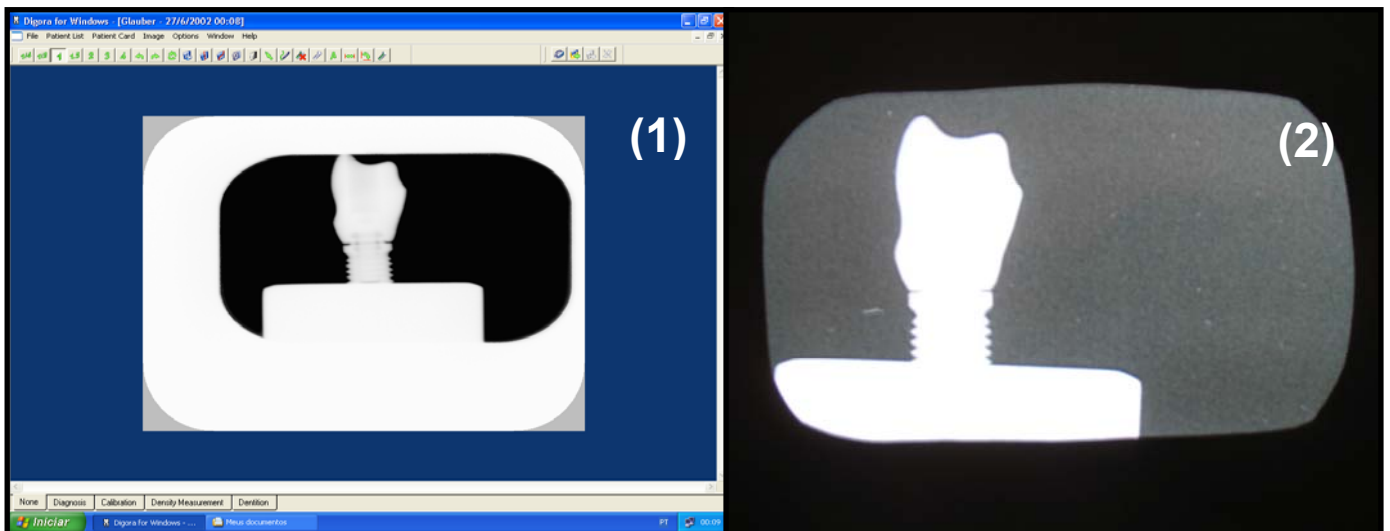


Figura 8: Digora for Windows[®], observando uma das imagens avaliadas e as ferramentas do *software* (1) e imagem radiográfica no monitor do computador com uma máscara (2)

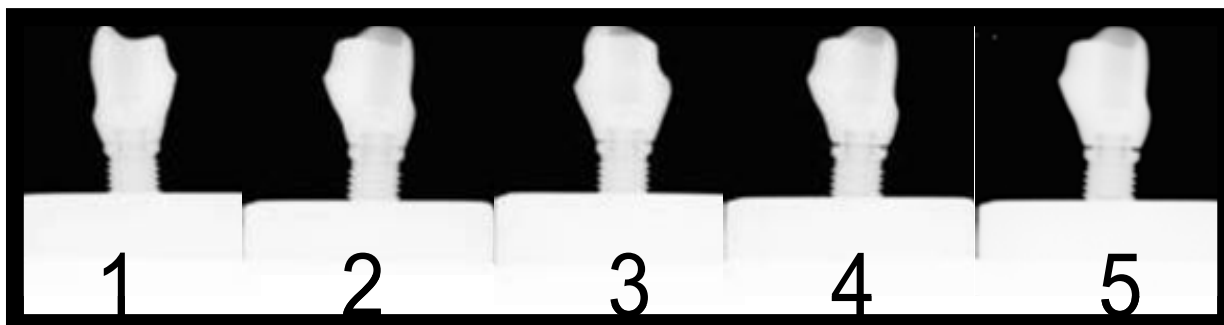


Figura 9: Imagens radiográficas dos corpos de prova, utilizando o sistema Digora. Corpo de prova 1, ou adaptado e os corpos de prova 2, 3, 4 e 5 com 50µm, 100µm, 150µm e 200µm de desadaptação, respectivamente.

4.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O banco de dados foi criado no programa de computador Excel 2003 (Microsoft Office®) e analisado no *software* R 2.3.1 (R Development Core Team®, 2005), onde foram realizadas as correções dos dados digitados com o objetivo de eliminar possíveis erros ou inconsistência nos mesmos, especialmente sendo uma metodologia inédita. A matriz de decisões (Quadro 2) foi aplicada para analisar uma decisão acerca da desadaptação, ou não, dos pilares protéticos, à luz de um teste diagnóstico que expressa quatro variáveis, a saber: 1) decisão verdadeiro-positiva (VP), caso com desadaptação, cujo resultado do teste diagnóstico é positivo; 2) decisão verdadeiro-negativa (VN), casos com adaptação, quando o resultado do teste diagnóstico é negativo; 3) decisão falso-positiva (FP), casos com adaptação, quando o resultado do teste diagnóstico for positivo; e 4) decisão falso-negativa (FN), casos com desadaptação, sendo o resultado do teste diagnóstico negativo.

Para que os resultados fossem obtidos, calculou-se a sensibilidade, ou probabilidade de o teste ser positivo no caso da desadaptação estar realmente presente ($VP/VP+FN$); especificidade, ou a probabilidade do teste ser negativo no caso da desadaptação estar realmente ausente ($VN/VN+FP$); acurácia, ou índice

para medir a fração dos espécimes para os quais a leitura está correta ($VP+VN/VP+FN+VN+FP$); valor preditivo positivo ($VP/VP+FP$); e valor preditivo negativo ($VN/VN+FN$).

Resultado do teste	Desadaptação (Enfermidade)	
	Presente	Ausente
Positivo	Verdadeiro-positivo (VP)	Falso-positivo (FP)
Negativo	Falso-negativo (FN)	Verdadeiro-Negativo (VN)

Quadro 2 - Matriz de decisões.
Adaptado: DOUGLAS; McNEIL (1983).

A concordância entre os métodos estudados e o “padrão ouro” foi estimada através da medida estatística kappa (K) e interpretada de acordo com o nível de concordância alcançada (Quadro 3) (LANDIS; KOCH, 1977). Foram consideradas como estatisticamente significantes os testes (H_0 : kappa = 0; H_1 : kappa > 0) com p-valor < 0,05.

As informações estão apresentadas em forma de tabelas e gráficos de modo a permitir uma melhor visualização e interpretação dos dados encontrados no estudo.

Valores de kappa	Interpretação
<0	Sem concordância – exames classificados aleatoriamente
0-0.39	Pobre concordância
0.40-0.59	Moderada concordância - regular
0.60-0.79	Boa concordância
0.80-0.99	Quase perfeita concordância – muito boa confiabilidade
1.00	Concordância perfeita

Quadro 3 – Valores de Kappa.
Fonte: LANDIS; KOCH (1977)

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A desadaptação deve ser observada, idealmente, no momento da prova do pilar protético, observando a passividade de assentamento. Deste modo, pode-se desprezar um pilar protético ainda no início do tratamento, ou nos casos de reabilitações com mais de um implante, segmentar uma infra-estrutura metálica para uma nova soldagem. Quanto à questão mecânica, a desadaptação do pilar protético pode transferir uma alta tensão para o parafuso de fixação, promovendo a folga da prótese ou fratura do parafuso, ou ainda transferir essa tensão para o osso e promover uma falha tardia do implante. Quando se observam os fatores biológicos, pilares desadaptados possibilitam o alojamento de bactérias, favorecendo o desenvolvimento da peri-implantite (KERSTEN e TIEDEMANN, 2000; GUIMARÃES, NISHIOKA, BOTTINO, 2001; HECKER, ECKERT, 2006).

Parte da metodologia empregada neste estudo foi executada previamente em outros trabalhos avaliando a abertura marginal, utilizando-se somente a microscopia (HENNRICH, 2002; WENDELL, 2005). Apesar desse método ser um excelente instrumento diagnóstico (padrão-ouro), é inviável clinicamente devido a posição da interface pilar - protético/ implante, muitas vezes subgingival, além do alto custo do equipamento. A ausência de um método efetivo para a avaliação desta interface sugere a necessidade do estabelecimento de uma técnica viável e reproduzível.

Algumas técnicas são citadas com o objetivo da verificação da adaptação marginal, como o uso de exploradores, elastômeros, gabaritos de gesso e avaliação tátil, embora apresentem grande subjetividade diagnóstica (KAN *et al.*, 1999; HECKER e ECKERT, 2003). O uso de explorares, como instrumento de diagnóstico de adaptação, tem sido bastante criticado em diversas áreas da Odontologia, como a Dentística e a Prótese. Muitas vezes este instrumento favorece a criação de uma

interface entre o dente e a restauração, ou de cavidades em um dente com início de desmineralização. Além disso, a interface implante/pilar protético está geralmente subgingival, inviabilizando o seu uso.

Kan *et al.* (1999), descrevem o trabalho de Clelland *et al.* (1995), no qual foi observado que aberturas marginais acima de 500 μ m não foram detectadas com uma sonda exploradora, quando a infra-estrutura estava fixada com um parafuso submetido a uma carga de 10Ncm. Deste modo, pode-se sugerir erroneamente que a adaptação passiva mostra-se presente e que a íntima adaptação marginal foi obtida através do torque do parafuso.

Os sistemas radiográficos fazem parte das técnicas sugeridas, mas na literatura odontológica não há registro de avaliação de próteses sobre implantes, com aberturas pré-estabelecidas ou utilizando algum sistema radiográfico. Com o presente trabalho pôde-se, então, avaliar se a técnica radiográfica convencional e digital são métodos eficazes para o diagnóstico da adaptação, mesmo com a ausência de outros trabalhos para o confronto de resultados. A avaliação radiográfica pode ser uma valiosa ferramenta diagnóstica devido, inclusive, à disponibilidade freqüente dos aparelhos de raios-x nos consultórios odontológicos.

Wendell (2005) determinou que os melhores resultados quanto à adaptação marginal foram obtidos utilizando a tecnologia CAD-CAM (PROCERA[®]) na confecção de pilares de titânio. O autor avaliou seis tipos pilares protéticos, utilizando três torques. Em ordem decrescente de melhores resultados, puderam-se relacionar os cilindros sobrefundidos aos cilindros calcináveis. O pior corpo de prova (cilindro plástico fundido em titânio) apresentou uma abertura marginal vertical de 92,67 μ m, com o torque de 20N. Deste modo, fica evidente que o cirurgião-dentista possui opções na escolha de um pilar protético e se existe a preocupação com a

adaptação marginal, alguns tipos de pilares dever ser preteridos, justificando a escolha do pilar protético empregado nesta pesquisa.

A base metálica utilizada em conjunto com a plataforma também metálica permitiu a tomada radiográfica do conjunto implante-pilar protético em três posições, ao ser rotacionada, obtendo-se três imagens de cada corpo de prova, permitindo, deste modo, o aumento do número de imagens a serem avaliadas e um resultado mais consistente.

A radiografia interproximal é o método mais comum e efetivo no diagnóstico de cáries interproximais (ELI *et al.*, 1996; TYNDALL *et al.*, 1998; HAYASHI *et al.*, 2005; KOKUBO *et al.*, 2005; CARMONA *et al.*, 2006). Outras indicações para o uso de radiografias interproximais são a avaliação da perda óssea periimplantar e interdental e a adaptação de coroas protéticas. Nestes casos a radiografia interproximal já possui seu uso consagrado e pode ser ampliado na verificação da adaptação de pilares protéticos sobre implantes. A técnica interproximal apresenta tais vantagens em decorrência da menor influência da angulação vertical, buscada aqui através da metodologia aplicada ao posicionar o cilindro perpendicularmente ao corpo de prova.

O presente estudo contou com dois avaliadores, que obtiveram um resultado único, fato que, o resultado de um instrumento de diagnóstico deve seguir um parâmetro comum, independentemente do avaliador. Se o avaliador está calibrado para realizar as avaliações, implica que o resultado deve seguir um padrão. O resultado de um instrumento diagnóstico não deve estar subordinado a um avaliador, e se isso acontecesse, os diagnósticos seriam extremamente variáveis, avaliador-dependentes.

Segundo Canova (2003), independentemente do método radiográfico, convencional ou digital, a eficácia do exame é diretamente relacionada à sua qualidade, condições para a realização, critérios estabelecidos para a análise e experiência adequada do examinador. Assim, entende-se que as variáveis em um exame diagnóstico devem estar controladas, possibilitando resultados reproduzíveis. A reprodutibilidade estabelece a extensão em que medidas de um fenômeno alcançam resultados semelhantes, quando coletadas sucessivas vezes (FLETCHER et al., 1996).

Esta pesquisa não se propôs a caracterizar microscopicamente a abertura marginal obtida utilizando as matrizes de poliéster em tiras. O objetivo foi o estabelecimento de uma abertura marginal padronizada e reprodutível, ressaltando ainda que, em uma avaliação clínica através de radiografias, uma diferença de poucos micrômetros não é perceptível. Deste modo, o parâmetro utilizado foi o de que cada matriz de poliéster em tira estabelece uma abertura de 50 μ m, a sua espessura padrão.

Conforme Burguete et al. (1994), Vasconcellos (2005) e Misch (2006), alguns aspectos podem influenciar na capacidade diagnóstica de um método em avaliação. Um dos fatores que devem ser avaliados criteriosamente é a carga utilizada no aparafusamento do pilar protético. Neste estudo, utilizamos a menor carga possível (10Ncm) através de um torquímetro digital. A escolha desta carga é justificada a partir da observação que o torque aplicado no parafuso de fixação pode diminuir a abertura marginal vertical, provavelmente pela flexão da estrutura protética, permitindo um falso julgamento de assentamento passivo. Assim, utilizou-se a menor carga do torquímetro, objetivando a padronização da carga em todas as avaliações, evitando-se, deste modo, alterações nos corpos de prova.

A avaliação microscópica revelou que os seis pontos analisados em cada interface dos conjuntos pilar protético/implante de todos os corpos de prova apresentaram-se adaptados, com uma abertura média de $0,39\mu\text{m}$ (Tabela 1). Deste modo, os pilares estavam com uma adaptação adequada, menor que $10\mu\text{m}$, de acordo com BRÅNEMARK (1983) apud MISCH (2006). Este método é adequado para a validação dos dados e várias pesquisas têm utilizado o mesmo padrão referencial (*gold standard*) (KERSTEN e TIEDEMANN, 2000; CIBIRKA *et al.*, 2001; WISE, 2001; HENNRICH, 2002; HECKER e ECKERT, 2003; VASCONCELOS *et al.*, 2005; MISCH, 2006).

Tabela 1 – Valores individuais de desadaptação vertical, dos cinco corpos de prova, utilizando o torque de 10N.

Corpo de prova	Abertura marginal
Nº 1	0,89 μm
Nº 2	0,00 μm
Nº 3	1,06 μm
Nº 4	0,00 μm
Nº 5	0,00 μm
<u>Média</u>	0,39 μm

Nas imagens obtidas é possível a observação de uma linha radiolúcida na região da interface pilar protético/implante, mesmo quando existiu a adaptação perfeita, sem os espaçadores. As matrizes de poliéster em tiras possuem uma espessura de $50\mu\text{m}$, possibilitando a criação de interfaces, ou desadaptações, padronizadas.

Os pontos de leitura (faces mesial e distal) tinham propositadamente a mesma abertura, evitando que uma face com abertura maior que a outra venha a sugerir um diagnóstico. Na avaliação clínica, uma ocorrência comum é a adaptação de uma face e a desadaptação da outra face, propiciando um diagnóstico ainda mais fácil pela comparação das aberturas.

De acordo com a matriz de decisões sugerida por DOUGLAS e McNEIL (1983) (Quadro 2), percebemos que em todo o diagnóstico positivo expresso pelo exame, incorremos em duas possibilidades: no acerto, sendo este determinado verdadeiro-positivo (o qual participa do incremento da sensibilidade do exame) e no erro, pelo qual se impinge um atributo falsamente, ou seja, considera-se positivo o que na realidade é negativo (sendo este diagnóstico falso-positivo e de inversa relação com a especificidade do exame em teste). A participação dos diagnósticos negativos (verdadeiros e falsos) (Tabela 2), na elaboração das proporções sensibilidade e especificidade, prossegue a construção das referidas matrizes (Tabela 3 e 4). A capacidade do teste diagnóstico é freqüentemente medida através de sua sensibilidade e especificidade.

Tabela 2 – Comparação entre os resultados do sistema convencional e digital e a validação dada pelo exame microscópico, nos diversos graus de adaptação (presença ou não de adaptação na interface pilar protético/implante)

	VN ^{*1}	VP ^{*2}	FN ^{*3}	FP ^{*4}
Avaliação geral ^{*5} – Sistema convencional	15	57	3	0
Avaliação geral ^{*5} – Sistema Digora	14	57	3	1
Avaliação 0 e 50µm – Sistema convencional	15	12	3	0
Avaliação 0 e 50µm – Sistema Digora	14	12	3	1
Avaliação 0 e 100µm – Sistema convencional	15	15	0	0
Avaliação 0 e 100µm – Sistema Digora	14	15	0	1
Avaliação 0 e 150µm – Sistema convencional	15	15	0	0
Avaliação 0 e 150µm – Sistema Digora	14	15	0	1
Avaliação 0 e 200µm – Sistema convencional	15	15	0	0
Avaliação 0 e 200µm – Sistema Digora	14	15	0	1

*1 - VN: Verdadeiro negativo, ou adaptado.

*2 - VP: Verdadeiro positivo, ou não-adaptado.

*3 -FN: Falso negativo, ou radiograficamente considerado adaptado, mas o grupo ouro revela desadaptação.

*4 -FP: Falso positivo, ou radiograficamente considerado desadaptado, mas o grupo ouro revela adaptação.

*5 – Avaliação geral representa os dados de todas as aberturas marginais (0, 50µm, 100µm, 150µm e 200µm).

Tabela 3 - Matriz de decisões com os resultados do sistema radiográfico convencional

Resultado do teste	Desadaptação (Enfermidade)	
	Presente	Ausente
Positivo	57	0
Negativo	3	15

Tabela 4 - Matriz de decisões com os resultados do sistema Digora

Resultado do teste	Desadaptação (Enfermidade)	
	Presente	Ausente
Positivo	57	1
Negativo	3	14

A sensibilidade mede a capacidade de um teste detectar os indivíduos que apresentam a alteração em estudo. Neste caso, o instrumento de alta sensibilidade é importante quando o teste objetiva identificar as próteses com deficiência de adaptação.

Ambas as sensibilidades, do sistema radiográfico convencional e do Digora, avaliando todos os corpos de prova, com todas as aberturas marginais, foi de 95% (Tabela 5). Deste modo, existe uma alta probabilidade de o teste ser positivo no caso da presença da desadaptação. Na atividade clínica isso significa que, um pilar protético, ou uma supra-estrutura protética, avaliados radiograficamente como desadaptados, tem uma possibilidade de diagnóstico correto de 95%. O cirurgião-dentista, deste modo, pode observar se existe alguma interferência no assentamento do pilar protético, ou se existiu alguma alteração dimensional durante a fundição ou sobre-fundição do pilar protético.

Tabela 5 – Valores percentuais de sensibilidade, especificidade e acurácia do sistema convencional e Digora, com diversos graus de adaptação.

	Sensibilidade	Especificidade	Acurácia
Avaliação geral – Sistema convencional	95%	100%	96%
Avaliação geral – Sistema Digora	95%	93,33%	94,7%
Avaliação 0 e 50µm – Sistema convencional	80%	100%	90%
Avaliação 0 e 50µm – Sistema Digora	80%	93,33%	86,7%
Avaliação 0 e 100µm – Sistema convencional	100%	100%	100%
Avaliação 0 e 100µm – Sistema Digora	100%	93,33%	96,7%
Avaliação 0 e 150µm – Sistema convencional	100%	100%	100%
Avaliação 0 e 150µm – Sistema Digora	100%	93,33%	96,7%
Avaliação 0 e 200µm – Sistema convencional	100%	100%	100%
Avaliação 0 e 200µm – Sistema Digora	100%	93,33%	96,7%

Quando a sensibilidade foi avaliada utilizando somente as imagens do grupo “adaptado e com 50µm”, independentemente do sistema radiográfico, o resultado obtido foi de 80% (Figura 10). Este valor indica que neste grupo existiu uma maior incidência de resultados falso-negativos, quando comparado ao grupo geral, ou seja, alguns corpos de prova foram radiograficamente considerados como adaptados, mas o grupo ouro revelou desadaptação. Assim, de acordo com esse trabalho, pode-se obter um diagnóstico correto em 80% dos casos envolvendo desadaptações de até 50µm, tanto no sistema digital, quanto no sistema convencional. Este valor representa que, mesmo com aberturas marginais pequenas, os sistemas radiográficos possibilitam um bom diagnóstico de adaptação.

Quando foram avaliados os grupos: adaptado e 100 µm, adaptado e 150 µm, adaptado e 200 µm, a sensibilidade foi de 100%, independentemente do sistema radiográfico. Estes resultados indicam que os sistemas radiográficos possibilitam uma sensibilidade diagnóstica absoluta em desadaptações acima de 100µm, ou seja, na presença de uma desadaptação desta magnitude, o resultado tende a ser sempre verdadeiro.

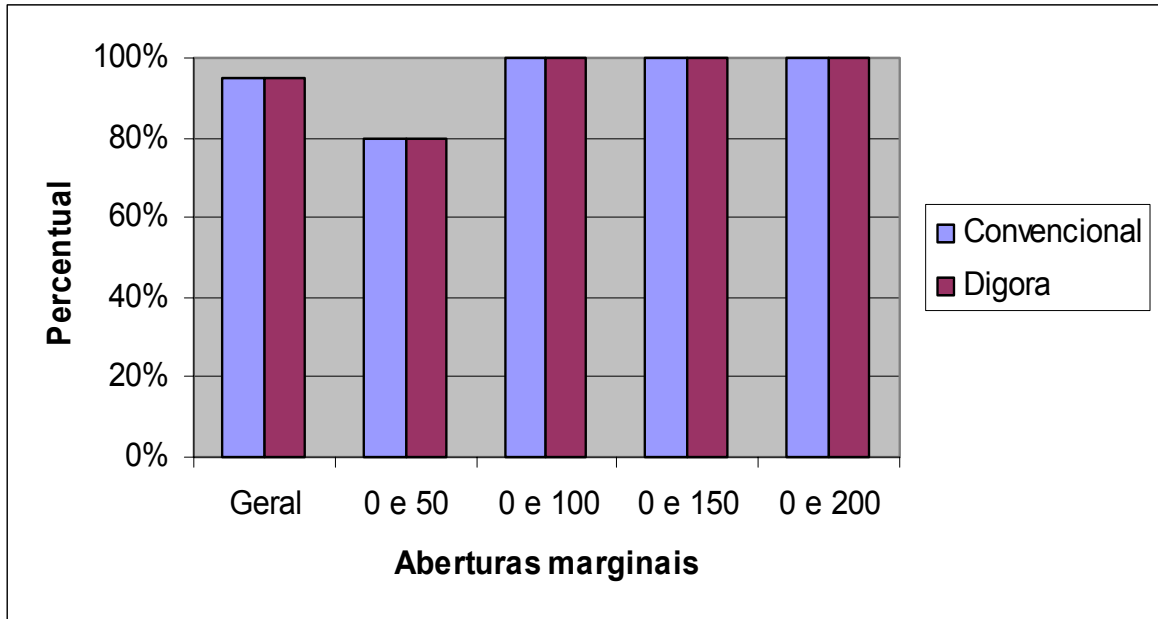


Figura 10 - Gráfico com os valores percentuais de sensibilidade do sistema Convencional e Digora nas diversas aberturas marginais.

A especificidade mede a capacidade de um teste excluir corretamente os indivíduos que não apresentam a alteração em estudo. Um instrumento de alta especificidade é importante para o teste que objetiva identificar casos para um tratamento clínico que pode ser nocivo. No caso deste presente estudo, uma alta especificidade é necessária para evitar que o paciente seja submetido a um novo tratamento protético dispensável.

A especificidade geral do sistema radiográfico convencional foi de 100% (Tabela 5). Isto significa que, quando um examinador está calibrado, existe a capacidade de um diagnóstico efetivo, obtendo resultado negativo quando a desadaptação está ausente. Na clínica odontológica isto representa que, um pilar protético avaliado como adaptado, tem uma possibilidade de diagnóstico correto em 100% dos casos. Já o sistema Digora, apresentou uma especificidade geral semelhante, de 93,33%. Este valor representa uma possibilidade maior da ocorrência de falso-positivos quando comparado ao sistema convencional, devendo atentar-se que o resultado é excelente e não exclui a capacidade diagnóstica do

sistema Digora. O falso-positivo significa que o diagnóstico radiográfico é de desadaptado, mas na verdade, o conjunto apresenta-se adaptado. Neste caso o Cirurgião Dentista poderia estabelecer um plano de tratamento ao paciente com o objetivo de uma nova reabilitação protética, numa situação clinicamente ideal. Como o falso-positivo somente pode ser observado nos corpos de prova adaptados, o resultado da especificidade foi o mesmo, independentemente da abertura marginal. Isto justifica o porquê da especificidade das avaliações serem iguais ao grupo geral, para cada sistema radiográfico (Figura 11).

O sistema convencional apresentou a especificidade maior que a sensibilidade em todos os grupos. Este resultado indica que um diagnóstico falso-negativo é mais fácil de ocorrer na presença da desadaptação que um diagnóstico falso-positivo na ausência da desadaptação, ao contrário do sistema Digora, que apresentou a sensibilidade geralmente maior que a especificidade. No entanto, estes resultados não caracterizam a superioridade de qualquer um dos sistemas avaliados.

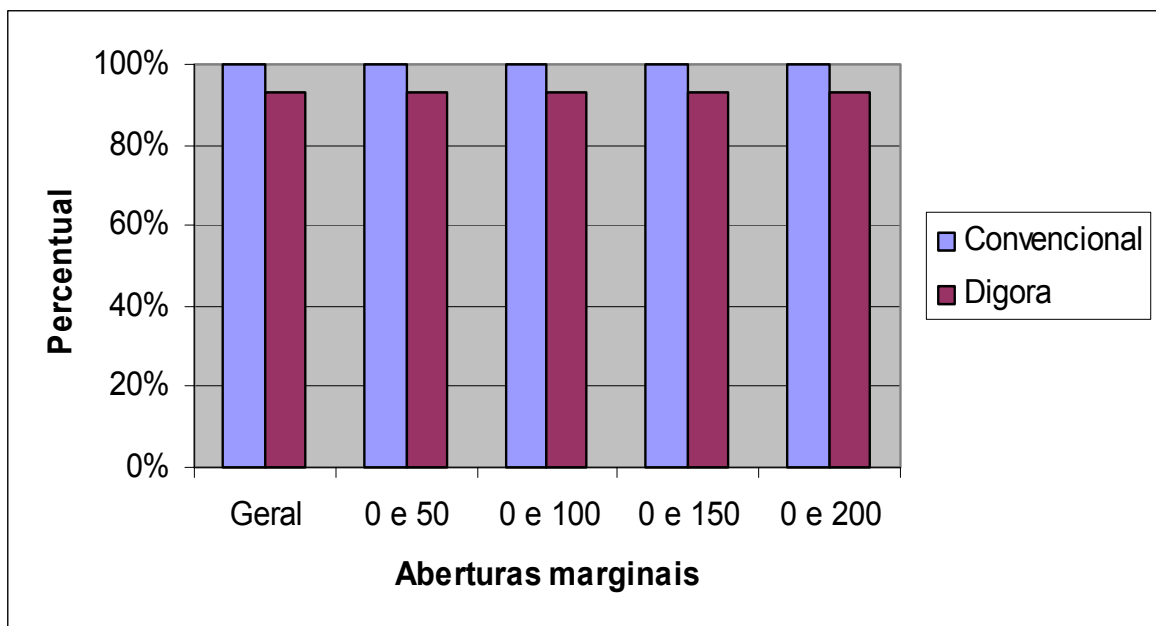


Figura 11- Gráfico com os valores percentuais da especificidade do sistema convencional e Digora nas diversas aberturas marginais.

A acurácia mede a proporção de testes que indicam o resultado correto. Matematicamente é a relação entre a soma dos testes verdadeiramente positivos e verdadeiramente negativos e o total de testes realizados. A acurácia diagnóstica geral para o sistema convencional foi de 96% e o sistema Digora de 94,7%, ou seja, os sistemas avaliados apresentam uma excelente precisão diagnóstica (Tabela 5). Quando se avaliaram os grupos, no sistema radiográfico convencional, a acurácia foi variável: no grupo adaptado e 50 μm , a acurácia foi de 90%, já nos grupos adaptado e 100 μm , adaptado e 150 μm , adaptado e 200 μm , foi de 100% (Figura 12). No sistema Digora, no grupo adaptado e 50 μm , a acurácia foi de 86,7%, já nos grupos adaptado e 100 μm , adaptado e 150 μm , adaptado e 200 μm , a acurácia foi de 96,7%. Estes valores refletem a precisão diagnóstica dos dois sistemas avaliados, mesmo com uma ligeira menor acurácia do sistema Digora. Deste modo, existe uma altíssima possibilidade de um diagnóstico correto (verdadeiro) utilizando os sistemas radiográficos avaliados, mesmo em aberturas marginais de 50 μm .

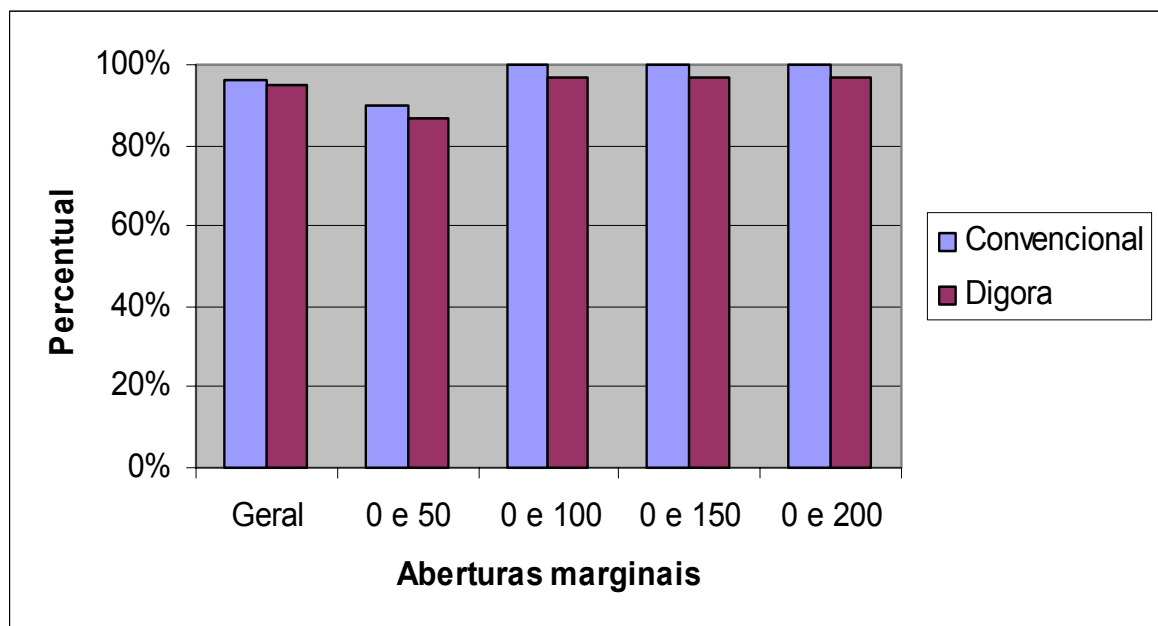


Figura 12 - Gráfico com valores percentuais da acurácia do sistema Digora nas diversas aberturas marginais.

Para estimar a validade do instrumento em condições operacionais deve-se calcular um indicador denominado valor preditivo, cujo valor varia com a prevalência. O valor preditivo é influenciado pela sensibilidade e especificidade do teste e condicionado pela prevalência da desordem em que o teste está sendo aplicado. Quanto maior a especificidade do teste, maior será seu valor preditivo positivo, ou seja, maior a segurança de que um paciente com resultado positivo seja portador da desordem.

O valor preditivo positivo, ou a probabilidade de existir a desadaptação, dado que o teste foi positivo, do sistema radiográfico convencional, independentemente do grupo de aberturas marginais, foi de 100% (Tabela 6). Deste modo, o sistema radiográfico convencional não apresentou resultados falso-positivos, ou seja, permitiu um diagnóstico exato para os corpos de prova que estavam adaptados. Já o sistema Digora, apresentou o valor preditivo positivo de 98,28% quando se avaliaram todos os grupos (geral). Mas considerando o critério de avaliação por abertura marginal, o valor preditivo positivo variou entre 92,31% a 93,33%.

Tabela 6 – Valores percentuais dos valores preditivos positivos e negativos do sistema convencional e Digora, com diversos graus de adaptação.

	Valor Preditivo Positivo	Valor Preditivo Negativo
Avaliação geral – Sistema convencional	100%	83,33%
Avaliação geral – Sistema Digora	98,28%	82,35%
Avaliação 0 e 50 μ m – Sistema convencional	100%	83,33%
Avaliação 0 e 50 μ m – Sistema Digora	92,31%	82,35%
Avaliação 0 e 100 μ m – Sistema convencional	100%	100%
Avaliação 0 e 100 μ m – Sistema Digora	93,75%	100%
Avaliação 0 e 150 μ m – Sistema convencional	100%	100%
Avaliação 0 e 150 μ m – Sistema Digora	93,75%	100%
Avaliação 0 e 200 μ m – Sistema convencional	100%	100%
Avaliação 0 e 200 μ m – Sistema Digora	93,75%	100%

O valor preditivo negativo é a probabilidade de um resultado negativo, ou desadaptado, obtido com um determinado instrumento ser de fato negativo. No sistema radiográfico convencional, o valor encontrado quando se avaliaram todos os grupos e o grupo “adaptado e 50 μ m” foi de 83,33% (Tabela 6). Nos grupos restantes, o valor foi de 100%. Estes valores representam que, quando a abertura marginal é de 50 μ m, existe uma possibilidade maior de 16,67% de um diagnóstico falso quando comparado aos outros grupos, ou seja, diagnosticado como adaptado quando na verdade está desadaptado. O sistema Digora apresentou resultados bastante semelhantes, onde os grupos: “geral” e “adaptado e 50 μ m” apresentaram o valor preditivo negativo de 82,35% e os outros grupos apresentaram o valor preditivo negativo de 100%. Deste modo, praticamente não existiu diferenças quanto ao tipo de sistema radiográfico utilizado. Portanto, quantitativamente, o diagnóstico obtido se comporta de modo igual em ambos os sistemas empregados.

A medida estatística kappa revelou uma concordância muito boa entre cada sistema radiográfico, avaliando todos os grupos (Digora = 0,8837 e convencional = 0,8413) e o grupo ouro (Tabela 7). Avaliando separadamente os grupos de aberturas marginais, o sistema convencional apresentou muito boa concordância (K= 0,8) no grupo “adaptado e 50 μ m” e perfeita concordância (K= 0,8) nos outros grupos. Deste modo, a possibilidade do acaso interferir no diagnóstico radiográfico é praticamente nula, especialmente nos grupos “adaptado e 100 μ m”, “adaptado e 150 μ m” e “adaptado e 200 μ m”. No sistema Digora, o grupo “adaptado e 50 μ m” apresentou a menor concordância (K= 0,73), no entanto este resultado indica boa concordância e é, portanto, aceitável estatisticamente. Os grupos: “adaptado e 100 μ m”, “adaptado e 150 μ m” e “adaptado e 200 μ m” apresentaram uma concordância muito boa (K = 0,933), indicando a possibilidade mínima de o acaso interferir no diagnóstico.

Tabela 7 – Coeficiente de Kappa.

Exame	Valor de Kappa	Comentário
Avaliação geral – Sistema convencional	$\kappa = 0,8837$	Muito boa concordância
Avaliação geral – Sistema Digora	$\kappa = 0,8413$	Muito boa concordância
Avaliação 0 e 50 μm – Sistema convencional	$\kappa = 0,8$	Muito boa concordância
Avaliação 0 e 50 μm – Sistema Digora	$\kappa = 0,73$	Boa concordância
Avaliação 0 e 100 μm – Sistema convencional	$\kappa = 1,0$	Perfeita concordância
Avaliação 0 e 100 μm – Sistema Digora	$\kappa = 0,9333$	Muito boa concordância
Avaliação 0 e 150 μm – Sistema convencional	$\kappa = 1,0$	Perfeita concordância
Avaliação 0 e 150 μm – Sistema Digora	$\kappa = 0,9333$	Muito boa concordância
Avaliação 0 e 200 μm – Sistema convencional	$\kappa = 1,0$	Perfeita concordância
Avaliação 0 e 200 μm – Sistema Digora	$\kappa = 0,9333$	Muito boa concordância

Apesar da semelhança diagnóstica, deve-se considerar que o sistema Digora apresenta uma resolução de menores pares de linhas por milímetro (~6 lp/mm) quando comparado ao sistema convencional (~12 lp/mm), pois este fator pode influir no resultado de uma avaliação. Outra questão a ser discutida é a falta de experiência dos profissionais, mesmo radiologistas, no diagnóstico utilizando o sistema digital e avaliando as imagens em um monitor. Pode-se sugerir a inclusão deste sistema no currículo da graduação, possibilitando um contato precoce e favorecendo uma maior experiência com essa tecnologia.

Os resultados observados estão de acordo com os achados da literatura acerca de diagnósticos em geral, no qual o sistema radiográfico convencional e o sistema Digora apresentam semelhante capacidade diagnóstica. Neste caso, o sistema Digora apresenta-se mais vantajoso devido a menor quantidade de radiação requerida, como pressupõe o princípio do ALARA, por diminuir consideravelmente o tempo de obtenção da imagem e por minimizar erros de processamento (WENZEL, GRONDAHL, 1995; SVANAES *et al.*, 1996; TOVO, VONO, TAVANO, 2000; TYNDALL *et al.*, 1998; HAAK *et al.*, 2002; PARKS, WILLIAMSON, 2002; CANOVA *et*

al., 2003; ABREU, ARAÚJO, HAITER-NETO et al., 2004; FARMAN, A., FARMAN, T., 2004;).

6 CONCLUSÃO

Com base nos resultados discutidos, conclui-se:

- O sistema radiográfico convencional é um instrumento diagnóstico eficaz na verificação da adaptação marginal de próteses sobre implantes, apresentando alta sensibilidade, especificidade, acurácia e valores preditivos.
- O sistema Digora apresentou uma excelente eficácia diagnóstica, observando-se os testes de sensibilidade, especificidade, acurácia e valores preditivos.
- Sugere-se a inclusão sistema Digora no protocolo de reabilitação de próteses sobre implantes, especialmente no momento da verificação do pilar protético, pois além da sua efetividade diagnóstica, o sistema necessita de menor dose de radiação, menor tempo de obtenção de imagens e elimina erros freqüentes no processamento químico.

REFERÊNCIAS

1. ABREU, M.; ARAÚJO, A.; FERREIRA, E.; HAITER NETO, F. Imagem Radiográfica Odontológica. **V Workshop de tratamento de imagens**. p. 68-83, 2004. Disponível em: <<http://www.npdi.dcc.ufmg.br/>>. Acesso em: 21 aug. 2006
2. BINDL, A.; MORMANN, W. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. **J Oral Rehabil.**, v.32, n.6, p. 441-7, Jun, 2005.
3. BODEREAU, J.; & BODEREAU, E. **Prótese Fixa e Implantes-** prática clínica. Ed: Santos, 1^a ed, 1998, São Paulo, c.10, p. 321-325.
4. BRÅNEMARK, P. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent.** v. 50, n. 3, p. 399-410. Sep, 1983.
5. BROGGINI, N.; MCMANUS, L.; HERMANN, J.; MEDINA, R.; OATES, T.; SCHENK, R.; BUSER, D.; MELLONIG, J.; COCHRAN, D. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. **J Dent Res.** v.82, n.3, p. 232-7, Mar, 2003.
6. BURGUETE, R.; JOHNS, R.; KING, T.; PATTERSON, E. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent.** v. 71, n. 6, p.592-9, Jun 1994.

7. BYRNE, D.; HOUSTON, F.; CLEARY, R.; CLAFFEY, N. The fit of cast and premachined implant abutments. **J Prosthet Dent.** v. 80, n. 2, p. 184-92, Aug, 1998.
8. CANOVA, G.; OLIVEIRA, R.; CARNEIRO, E.; SILVA, R.; BRUNINI, S.; L.; TAVANO, O.; BRAMANTE, C.; PEREIRA, J.; GRANJEIRO, J. Analysis of conventional and digital (digora) radiographic methods for identification of the mineralized barrier after pulpotomy in dogs. **Ciênc odontol Bras.** v.6, n.4, p. 1-8, Oct, 2003.
9. CARMONA, G.; DEVITO, K.; PONTUAL, M.; HAITHER NETO, F. Influence of the professional experience in radiologic caries diagnosis. **Cienc Odontol Bras.** v. 9, n. 1, p. 87-92, Jan/Mar, 2006
10. CARR, A.; GERARD, D.; LARSEN, P. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. **J Prosthet Dent.** v. 76, n. 5, p. 500-9, Nov, 1996.
11. CEDERBERG, R.; TIDWELL, E.; FREDERIKSEN, N.; BENSON, B. Endodontic working length assessment. Comparison of storage phosphor digital imaging and radiographic film. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** v. 85, n. 3, p. 325-8, Mar, 1998.

12. CIBIRKA, R.; NELSON, S.; LANG, B.; RUEGGEBERG, F. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J Prosthet Dent**, v.85, n. 3 p. 268-75, 2001.
13. CURY, P. R.; SENDYK, W.R.; SALLUM, A.W. Etiologia da falha de implantes osseointegrados **RBO** mai/jun,2003, v.60; n.3; p.192-195
14. DIGORA. **Manual do proprietário**. Orion Corporation Soredex. Helsinki, Finland.
15. DOUGLAS, C.; McNEIL, B. Clinical decision analysis methods applied to diagnostic tests in Dentistry. **J Dent Educ**, v. 47, n.11, p. 708-712, Nov., 1983.
16. ELI, I.; WEISS, E.; TZO HAR, A.; LITTNER, M.; GELERNTER, I.; KAFFE, I. Interpretation of bitewing radiographs. Part 1 Evaluation of the presence of approximal lesions. **J Dent**. v.24, n. 6, p. 379-83, 1996.
17. FARMAN, A.; FARMAN, T. A status report on digital imaging for dentistry. **Oral radiol**, v. 20, n. 9, p. 9-14, 2004.
18. FARMAN, A. ALARA still applies. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**. v. 100, n. 4, p, 395-397, Oct., 2005.
19. FLETCHER, R.; FLETCHER, S.; WAGNER, E. 1996. **Epidemiologia Clínica: Elementos Essenciais**, 3ª Ed., Porto Alegre: Artes Médicas, p. 32-33,.

20. GOLDIN, E.; BOYD III, N.; GOLDSTEIN, G.; HITTELMAN, E.; THOMPSON, V. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. **J. Prosth. Dent.**, v.93, n.2, p. 143-47, Feb, 2005.
21. GOODACRE, C.; KAN, J.; RUNGCHARASSAENG, K. Clinical complications of osseointegrated implants. **J Prosthet Dent**, v. 81, n.5, p.537-52, May, 1999.
22. GUIMARÃES, M.; NISHIOKA, R.; BOTTINO, M. Analysis of implant/abutment marginal fitting. **Pos Grad Rev.** v. 4, n. 2, p. 12-19, maio/ago, 2001.
23. GUINDY, J.; BESIMO, C.; BESIMO, R.; SCHIEL, H.; MEYER, J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw retained implant-borne crowns in vitro. **Journal of Oral Rehabilitation.**, v. 25, n.6, p.403–408, Jun, 1998.
24. HAAK, R.; WICHT, M.; HELLMICH, M.; NOACK, M. Detection of marginal defects of composite restorations with conventional and digital radiographs. **Eur J Oral Sci.**, v.110, n.4, p. 282-6, Aug, 2002.
25. HARRIS, D.; BUSER, D.; DULA, K.; GRONDAHL, K.; HARIS D, JACOBS R, LEKHOLM U, NAKIELNY R, VAN STEENBERGHE D, VAN DER STELT P; EUROPEAN ASSOCIATION FOR OSSEOINTEGRATION. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry. A consensus workshop

- organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. **Clin Oral Implants Res.** v. 13, n. 5, p. 566-70, Oct, 2002.
- 26.**HAYASHI, M.; WILSON, N.; EBISU, S.; WATTS, D. Influence of explorer tip diameter in identifying restoration margin discrepancies. **J Dent.**, v.33, n.8, p. 669-74, Mar, 2005.
- 27.**HECKER, D.; ECKERT, S. Cyclical loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J Prosthet Dent.**, v.89, n. 4, p. 346-51, Apr, 2003.
- 28.**HECKER, D.; ECKERT, S.; CHOI, Y. Cyclic loading of implant-supported prostheses: comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. **J Prosthet Dent.**v. 95, n. 1, p.26-32, Jan 2006.
- 29.**HENNRICH, V. **Análise comparativa da adaptação marginal de cilindros protéticos para implantes, antes e após, sobrefundição com diferentes ligas metálicas, através de duas técnicas de fundição.** Dissertação (Mestrado), Universidade Luterana do Brasil, ULBRA, Canoas, RS. 2002. 104p.
- 30.**HOCHMAN, N.; MITELMAN, L.; HADANI, P.; ZALKIND, M. A clinical and radiographic evaluation of fixed partial dentures prepared by dental school

- students: a retrospective study. **J. Oral. Rehabil.**, v.30, n.2, p. 165-170, Feb, 2003.
31. JAHANGIRI, L.; WAHLERS, C.; HITTELMAN, E.; MATHESON, P. Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy. **J. Prosth. Dent.**, v.93, n.2, p. 138-142, Feb, 2005.
32. KAN, J.; RUNGCHARASSAENG, K.; BOHSALI, K.; GOODACRE, C.; LANG, B. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet Dent.**, v.81, n.1, p.7-13, Jan, 1999.
33. KANG, B.; GOLDSMITH, J.; FARMAN, A. Observer differentiation of mechanical defects versus natural dental caries cavitations on monitor displayed images with imaging plate readout. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.**, v. 86, n. 5, p, 595-600, Nov, 1998.
34. KARLSSON S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. **Acta Odontol Scand.** v. 51, n.3, p. 129-34. Jun, 1993.
35. KERSTEN, S.; TIEDEMANN, C. Strength and marginal fit of full and partial porcelain crowns on Branemark implants. **Clin Oral Implants Res.**, v. 11, n.1, p. 59-65, Feb, 2000.

36. KHRAISAT, A.; STEGAROIU, R.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Fatigue resistance of two implant/ abutment joint designs **Prosthet Dent.**; v.88; n.6; p. 604-610, Dec, 2002;
37. KNOERNSCHILD, K.; CAMPBELL, S. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. **J Prosthet Dent.**, v.84, n.5, p.492-8, Nov, 2000.
38. KOKUBO, Y.; OHKUBO, C.; TSUMITA, M.; MIYASHITA, A.; VULT VON STEYERN, P.; FUKUSHIMA, S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. **J Oral Rehabil.**, v.32, n.7, p.526-30, Jul, 2005.
39. LANDIS, J.; KOCH, G. The measurement of observer agreement for categorical data. **Biometrics.** v. 33, n. 1, p. 159-174, Mar, 1977.
40. MISCH, C. **Prótese** sobre implantes. 1ª Ed. São Paulo: Ed.Santos, 2006. 625p.
41. MITCHELL, C.; PINTADO, M.; DOUGLAS, W. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. **J Prosthet Dent.** v. 86, n. 6, p. 575-84, Jun, 2001.
42. MOYSTAD, A.; SVANAES, D.; RISNES, S.; LARHEIM, T.; GRONDAHL, H. Detection of approximal caries with a storage phosphor system. A comparison

- of enhanced digital images with dental X-ray film. **Dentomaxillofac Radiol.** v. 25, n. 4, p. 202-206, Sep, 1996.
43. NAERT, I.; VAN DER DONCK, A.; BECKERS, L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0,5 and 5 years. **J. Oral. Rehabil.**, v. 32, n.1, p. 51-57, Jan, 2005.
44. OH, T.; YOON, J.; MISCH, C.; WANG, H. The causes of early implant bone loss: myth or science? **Journal Periodontology**, v.73; n.3; p.322-33, Mar, 2002.
45. ORUÇ, S.; TULUNOĞLU, Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. **J Prosthet Dent.** v. 83, n. 3, p. 314-8, Mar, 2000.
46. PARKS, E.; WILLIAMSON, G. Digital radiography: an overview. **J Contemp Dent Pract.**, v. 3, n.4, p.23-39, Nov, 2002.
47. PAURAZAS, S.; GEIST, J.; PINK, F.; *et al.* Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** v. 89, n.3, p.356-62, Mar, 2000.
48. PERSSON, L.; LEKHOLM, U.; LEONHARDT, A.; DAHLEN, G.; LINDHE, J. Bacterial colonization on internal surfaces of Bränemark system implant components **Clinical Oral Implants Research** 1996; v.7; p. 90-95

49. QUIRYNEN, M.; VAN STEENBERGHE, D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. **Clin Oral Implants Res.** v. 4, n. 3, p. 158-61, Sep, 1993.
50. R DEVELOPMENT CORE TEAM (2005). R: **A language and environment for statistical computing**. R Foundation for Statistical Computing, 2005.
51. SUNDÉN, S.; GRÖDAHI, K.; GRÖDAHI, H. Accuracy and precision in the radiographic diagnosis of clinical instability in Brånemark dental implants **Clinical Oral Implants Research.** v.6; n. 4, p. 220- 226, Dec, 1995.
52. SVANAES, D.; MØYSTAD, A.; SISNES, S.; LARHEIM, T.; GRONDAHL, H. Intraoral storage phosphor radiography for approximal caries detection and effect of image magnification: Comparison with conventional radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** v. 82, n.1, p.94-100, Jul, 1996.
53. TAKAHASHI, T.; GUNNE J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. **J Prosthet Dent.** v. 89, n. 3, p. 256-60, Mar, 2003.
54. TAVAREZ, R. **Análise Comparativa da Interface de Implantes de Conexão Externa e Interna em Restaurações Unitárias Cimentadas e Parafusadas, Antes e Após Ensaios de Fadiga.** Tese (doutorado), Universidade de São Paulo, USP, Bauru, São Paulo, 2003.

- 55.** TOVO, M. **Estudo Comparativo do Método Radiográfico Utilizando Filmes de Diferentes Sensibilidades e o Sistema Digital Digora, no Diagnóstico de Lesões de Cárie em Superfície Proximal de Molares Decíduos.** Tese (Doutorado), Universidade de São Paulo, USP, SP. 1998.
- 56.** TOVO, M.; VONO, B.; TAVANO, O. Comparison between radiographic films and the Digora digital system in the diagnosis of approximal dentinal caries in primary molars. **Pesqui Odontol Bras.** v. 14, n. 4, p. 399 – 405, out/dez, 2000.
- 57.** TYNDALL, D.; LUDLOW, J.; PLATIN, E.; NAIR, M. A comparison of Kodak Ektaspeed Plus film and the Siemens Sidexis digital imaging system for caries detection using receiver operating characteristics analysis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** v. 85, n. 1, p. 113-18, Jan, 1998.
- 58.** VASCONCELLOS, D.; BOTTINO, M.; NISHIOKA, R.; VALANDRO, L.; COSTA, E. The influence of different screw tightening forces on the vertical misfit of implant-supported frameworks. **J Appl Oral Sci.** v. 13, n. 2, p. 120-5, 2005.
- 59.** VERSTEEG, K. (1); SANDERINK, G.; STELT, P. Efficacy of digital intra oral radiography in clinical dentistry. **J Dent.** v.25, n. 3-4, p. 215-224, May-Jul, 1997

60. VERSTEEG, K. (2); SANDERINK, G.; VELDERS, X.; GINKEL, F.; STELT, P.
In vivo study of approximal caries depth on storage phosphor plate images compared with dental x-ray film. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** v. 84, n. 2, p, 210-13, Aug, 1997.
61. VIGOLO P, MAJZOUB Z, CORDIOLI G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. **J Prosthet Dent.**, v. 89, n. 2, p. 186-92, Feb, 2003.
62. ZOELLNER, A. (1); DIEMER, B.; WEBER, H.; STASSINAKIS, A.; GAENGLER, P. Histologic and radiographic assessment of caries-like lesions localized at the crown margin. **J. Prosth. Dent.**, v.88, n.1, p. 54-59, Jul, 2002.
63. ZOELLNER, A. (2); HEUERMANN, M.; WEBER, H.; GAENGLER, P. Secondary caries in crowded teeth: correlation of clinical and radiographic findings. **J. Prosth. Dent.**, v.88, n.3, p. 314-19, Sep, 2002.
64. Wahl, G.; Schaal, K. Mikroben in subgingivalen Implantatspalträumen. **Zahnärztliche Implantologie.** v. 5, p. 287–291, 1989.
65. WALLACE, J.; NAIR, M.; COLACO, M.; KAPA, S. A comparative evaluation of the diagnostic efficacy of film and digital sensors for detection of simulated periapical lesions. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** v. 92, n. 1, p. 93-7, Jul, 2001.

- 66.** WENDELL, S. **Adaptação dos pilares Procera Alltitan, UCLA de plástico fundido em NiCr, CoCr, Ti, UCLA de NiCr e UCLA de CoCr sobrefundidos.** Estudo *in vitro*. Dissertação (Mestrado), Universidade Federal da Bahia, UFBA, Salvador, BA. 2005. 81p.
- 67.** WENZEL A. Bitewing and digital bitewing radiography for detection of caries lesions. **J Dent Res.**, v. 83, Spec No C, p.75-5, 2004.
- 68.** WENZEL, A.; GRONDAHL, H. Direct digital radiography in the dental office. **Int Dent J.** v. 45, n. 1, p. 27-34. Feb, 1995.
- 69.** WISE, M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master casts made from a dental stone and a dental plaster. **J Prosthet Dent.** v. 86, n. 5, p. 532-8, Nov, 2001.
- 70.** WOOD, M.; VERMILYEA, S. Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the academy of Fixed Prosthodontics. **J Prosthet Dent.** v. 92, n. 5, p. 447-62. Nov, 2004.