

COMPORTAMENTO MECÂNICO DE RESTAURAÇÕES
MÚLTIPLAS IMPLANTO-RETIDAS
FRENTE À PRESENÇA DE DESAJUSTES MARGINAIS



LUIZ GUSTAVO DIAS DAROZ

**COMPORTAMENTO MECÂNICO DE
RESTAURAÇÕES MÚLTIPLAS
IMPLANTO-RETIDAS FRENTE À PRESENÇA DE
DESAJUSTES MARGINAIS**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica, Área de Concentração Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques

PIRACICABA

2009

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

D251c

Daroz, Luiz Gustavo Dias.

Comportamento mecânico de restaurações múltiplas implanto-retidas frente à presença de desajustes marginais. / Luiz Gustavo Dias Daroz. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.

Orientador: Guilherme Elias Pessanha Henriques.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários. 2. Prótese dentária. 3. Biomecânica. 4. Titânio. I. Henriques, Guilherme Elias Pessanha. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Mechanical behaviour of non passive multi unit implant restorations

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental implants. 2. Dental prosthesis. 3. Biomechanics. 4. Titanium

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Guilherme Elias Pessanha Henriques, Francisco de Assis Mol Júnior, Glauco Rangel Zanetti, Marcelo Ferraz Mesquita, Mauro Antonio de Arruda Nóbil

Data da Defesa: 09-02-2009

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 09 de Fevereiro de 2009, considerou o candidato LUIZ GUSTAVO DIAS DAROZ aprovado.

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "G. P. H.", written over a horizontal line.

PROF. DR. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "F. M. J.", written over a horizontal line.

PROF. DR. FRANCISCO DE ASSIS MOLLO JÚNIOR

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "G. R. Z.", written over a horizontal line.

PROF. DR. GLAUCO RANGEL ZANETTI

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "M. F. M.", written over a horizontal line.

PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA

A handwritten signature in blue ink, appearing to be "M. A. N.", written over a horizontal line.

PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

Esta obra, como qualquer obra construída nesta vida, não representa o esforço de “UM”, mas sim de “MUITOS”. Mas dentre estes “MUITOS”, existem sempre “UNS” que são especiais. Isso porque, para que “MUITOS” se unam no esforço da construção da obra, é necessário primeiro: a vontade de “UM”, a coragem de “UM”, a perseverança de “UM”, o amor de “UM”... Você é o “UM” desta obra... Você é o “UM” da minha vida.

À minha esposa *Claudia*.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Primeiramente à *Deus*, por colocar em minha vida as pessoas certas. Pessoas que me ajudam, orientam, apóiam, e acima de tudo, me amam. Só tenho a agradecer por tudo que até hoje conquistei, pois tudo o que conquistamos é fruto de *Sua* vontade.

Agradeço em especial ao meu orientador e também amigo e exímio profissional, *Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques*, Professor Titular do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP-UNICAMP. Obrigado por acreditar em mim e me permitir colher frutos em outros horizontes. Carregarei comigo a sua forma eficaz e respeitosa de orientar, sempre buscando o nosso melhor.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), na pessoa do seu Magnífico Reitor *José Tadeu Jorge*.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP-UNICAMP), na pessoa de seu Diretor *Prof. Dr. Francisco Haiter Neto* e de seu Diretor Associado *Prof. Dr. Marcelo de Castro Meneghim*.

Ao *Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior*, Coordenador dos Cursos de Pós-Graduação da FOP-UNICAMP e à *Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia*, Coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP.

A *CAPES*, pelo apoio financeiro na forma de concessão de bolsa de estudos durante parte do curso de doutorado.

Aos Mestres

A todos os Professores do Curso de Mestrado e Doutorado em Clínica Odontológica da FOP-UNICAMP, que contribuíram para meu aprendizado e desenvolvimento durante esta etapa. Em especial ao:

Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, agradeço duplamente. Tanto pelo lado profissional, por permitir a utilização do Laboratório de Prótese Total da faculdade de Odontologia de Piracicaba, no qual a maior parte desta tese foi desenvolvida e também pelos grandes ensinamentos durante o decorrer do curso de mestrado e doutorado, bem como nos cursos de atualização e especialização. Como também pelo lado pessoal; pela sincera amizade que sempre demonstrou... É uma verdadeira honra tê-lo não somente como mestre, mas também como verdadeiro amigo.

Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, pelos bons momentos compartilhados e ensinamentos que somente mestres que carregam uma vasta experiência profissional podem proporcionar aos seus alunos.

Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, pela ajuda durante os meus exames de qualificação de Mestrado e Doutorado, auxiliando de forma inestimável a conclusão desta obra.

Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar e Prof. Dr. Luiz Roberto Marcondes Martins, pela ajuda e colaboração no exame de qualificação. Suas sugestões foram muito bem vindas. Obrigado.

Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury, por permitir a utilização do Laboratório de Prótese Parcial Removível da Faculdade de Odontologia de Piracicaba para desenvolvimento de parte deste estudo.

A todos os professores e profissionais da área de Odontologia que contribuíram para a minha formação acadêmica, profissional e pessoal, em especial:

Prof. Dr. Eduardo Batitucci e Profa. Dra. Maria Hermenegilda Grasseli Batitucci, os quais tenho como exemplo profissional, pessoal e familiar. Sempre presentes durante toda a minha formação profissional, foram os grandes incentivadores que deram início à minha carreira como pesquisador e professor. Obrigado pelo imenso apoio.

Dr. Sandro René Daroz, pela amizade, confiança e ensinamentos. Obrigado pelas oportunidades que têm me confiado. Seu profissionalismo sempre será um exemplo para mim.

Dr. Camilo Machado e Dra. Eliana Sanchez, que me acolheram como um verdadeiro filho. A vida traz pessoas ao nosso convívio que deixarão marcas inesquecíveis de carinho e amizade. Estas marcas sempre permanecerão em mim como um sinal de amizade verdadeira. Nossa estadia nos Estados Unidos só foi possível graças ao apoio imensurável e torcida contínua para o nosso sucesso. Seremos eternamente gratos.

Dr. Edwing McGlumphy e Dra. Nancy Clelland, pela confiança que depositaram em mim, me proporcionando uma oportunidade única de amadurecimento profissional. A ajuda e apoio de vocês fizeram da minha experiência nos Estados Unidos a mais gratificante possível. Vocês foram grandes mestres e carregarei comigo esta maneira simples e respeitosa de ensinar. Muito obrigado.

Aos Familiares

Agradeço a todos os meus familiares, que sempre me ajudaram seja por ações ou orações, solidificando os alicerces necessários para a construção da minha vida. Agradeço em especial:

Aos meus pais, *Miguel e Marialva*. Seu amor por seus filhos venceu todas as dificuldades que a vida possa ter lhes imposto. Vocês dedicaram suas vidas para que seus filhos tivessem uma formação correta, e eu sou profundamente grato a isso. Hoje, com orgulho imenso de ser seu filho, posso lhes afirmar que tudo que fizeram valeu muito à pena.

Aos meus irmãos, que sempre me ajudam a galgar os degraus da minha vida. A palavra irmão é invocada por aqueles que se referem a quem possui amizade verdadeira. Vocês: *Renato, Flávio e Flávia*; podem ter certeza que, para mim, personificam o verdadeiro significado da palavra irmão.

À minha avó, *Leontina*. Sua ternura e carinho sempre foram um alento nos períodos difíceis. Obrigado por todas as suas fervorosas novenas e orações e que Deus lhe mantenha esta avó maravilhosa que você é.

Aos meus “pais”, *José Maria e Lúcia*. A gratidão que sempre terei por vocês vai muito além do que a palavra dita ou escrita vislumbra descrever. Muito obrigado por todo o carinho, amor, respeito e confiança que depositaram em mim todos estes anos ao lado de sua filha, *Claudia*.

A todos da família “*Dias*”, “*Daroz*”, “*Batitucci*” e “*dos Santos*”, pelo grande e constante apoio. É bom poder retornar e compartilhar novamente bons momentos de alegria e amizade.

Aos Amigos

Agradeço a todos os amigos que sempre estiveram ao meu lado, em especial:

Aos amigos **Juliana e Lucas Zanon** pela inestimável ajuda, convivência e amizade. Pessoas de grande lealdade e caráter, somente me privilegiam ao deixar-me chamá-las de amigos.

Aos amigos **Tom e Érika Storch**, pela grande amizade que sempre tivemos. A amizade de vocês sempre foi forte e inabalável.

Ao **Ricardo e Zezé Pinto**, por toda ajuda e hospitalidade. Seremos eternamente gratos por todos os gestos de amizade e carinho. Obrigado pela torcida constante.

Aos ilustres amigos da Implant Clinic – The Ohio State University College of Dentistry: **Hatem, Andrea, Jennifer, Greg, “Jeremy”, Iler, Melissa, Suarez, Jada, Dee, Marilyn, Robin e Kelly**. A companhia e amizade de vocês foram fundamentais durante minha experiência nos Estados Unidos. Tudo o que aprendi e convivi ficarão guardados em minha memória e vocês fazem parte desta história, que hoje deixa muitas saudades. Obrigado por de uma forma ou de outra, me fazerem me sentir em “casa”.

À **Russel Kiser**, que além da grande amizade e bons momentos vividos nos Estados Unidos, me ajudou com sua sabedoria e experiência com a língua inglesa. Obrigado, meu amigo!

Aos meus amigos do Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica assim como dos demais Programas de Pós-Graduação da FOP-UNICAMP, amigos com os quais compartilhei o dia a dia dos trabalhos laboratoriais assim como os momentos de descontração. Agradeço em especial:

À amiga *Vanessa*, pela grande amizade construída e inestimável ajuda para conclusão desta tese.

Aos amigos, *Luciana, Márcia e Wagner*, que, além de companheiros fiéis durante todo mestrado e parte do doutorado, contribuíram de forma direta para realização desta tese.

Aos amigos, *Andréa e Maurício*, grandes amigos que sempre ficarão na memória como marcas de lealdade e sinceridade.

Aos amigos, *Carol e Leandro*, que participaram de forma ativa no desenvolvimento de parte dos trabalhos científicos que compõem esta tese.

À grande amiga *Fernanda Voltarelli*, pela grande acolhida que proporcionou a mim e minha esposa, Claudia. Seremos sempre gratos pela sua ajuda e amizade.

A amiga *Fabricia Suaid*, que sempre com uma palavra de apoio nos fortalecia nos momentos de saudades.

Aos Funcionários

A todos os funcionários da FOP-UNICAMP, em especial à *Joselena Casati Lodi, Marcos Blanco Cangiani e Selma Nascimento*. A nobreza do trabalho não vem apenas das recompensas materiais, mas, principalmente das recompensas humanas. Ajuda, conselhos e amizade destas pessoas foram fundamentais para conclusão desta tese.

“Nenhuma soma de experiências é suficiente
para provar que estamos certos, mas basta
uma para provar o contrário”

Albert Einstein

COMPORTAMENTO MECÂNICO DE RESTAURAÇÕES MÚLTIPLAS IMPLANTO-RETIDAS FRENTE À PRESENÇA DE DESAJUSTES MARGINAIS

RESUMO

A obtenção de uma estrutura protética passivamente adaptada aos implantes e pilares de conexão tem sido sugerida como fundamental para se evitar falhas mecânicas e biológicas nas reabilitações implanto-retidas. Um melhor entendimento dos efeitos da deficiência de passividade poderia ajudar a entender a mecânica destas falhas. O objetivo desta tese foi estudar os efeitos da presença de desajustes marginais sobre o comportamento mecânico de restaurações múltiplas implanto-retidas. Uma série de estudos foi desenvolvida para avaliar como a presença, a magnitude e a localização dos desajustes marginais afetam a estabilidade das conexões parafusadas e a transferência de cargas para os pilares de conexão. O tipo de estrutura implanto-retida foi o mesmo em todos os estudos realizados, consistindo de uma estrutura metálica fundida em titânio comercialmente puro e parafusada sobre três pilares de conexão do tipo MicroUnit (Conexão Sistemas de Prótese). Diferentes níveis de desajuste marginal (15 μ m, 100 μ m, 150 μ m e 300 μ m) foram simulados, sendo estes localizados em diferentes pilares (pilar central ou pilar distal) no modelo em estudo, propiciando amplo padrão de comparações entre diversas condições de passividade. Ensaios de determinação da força de torque necessária para o afrouxamento dos parafusos de retenção, bem como ensaios extensiométricos para a determinação da magnitude e direção das forças incidentes no sistema implanto-retido, foram utilizados. Os resultados mostraram que a presença de desajustes marginais diminui a estabilidade dos parafusos de retenção e aumenta as cargas incididas no sistema implanto-retidos, contudo sem uma clara relação dose-efeito. A localização dos desajustes influencia na magnitude e direção das cargas incididas no sistema, contudo, para a maior parte das situações testadas, o pilar central parecer ser o que recebe a maior intensidade de carga independente da localização do desajuste. Frente às condições onde os desajustes foram simulados, a intensidade das cargas de flexão foi muito pequena independente do nível do desajuste marginal. Isso pode indicar que a simulação de desajustes marginais, mesmo sendo ferramenta efetiva em termos de comparação, poderia propiciar um comportamento mecânico distinto que em uma situação clínica real.

Palavras-chave: Implantes Dentários, Prótese Dentária, Biomecânica, Titânio

MECHANICAL BEHAVIOUR OF NON PASSIVE MULTI UNIT IMPLANT RESTORATIONS

ABSTRACT

A passive fit between the implant prosthetic framework and its supporting abutments has been required to avoid mechanical and biological complications. A more profound knowledge about the effects of a non passive framework over its supporting abutments would help to better understand the mechanics behind these failures. The objective of this thesis was to study the mechanical behavior of implant supported restorations under different misfit situations. A series of studies was design to evaluate how framework misfits would affect the stability of the retaining screws and the stresses transferred to the implant abutments. In every study in this thesis, the implant-supported model consisted of a screw-retained multi-unit framework set over three tapered abutments MicroUnit type (Conexão Sistema de Prótese). Different misfit magnitudes – 15 μ m, 100 μ m, 150 μ m, and 300 μ m – and different misfit locations – on the central abutment or distal abutment - of implant framework to its supporting abutments were simulated to create several misfit conditions, allowing multiple comparisons. Screws loosening torque tests, as well as, strain gauge analysis, were used respectively to evaluate the screw stability and the stress generation over the implant abutments. The results showed that the misfit between the implant framework and its supporting abutments can reduce the retaining screw stability and increase the amount of stress induced to the system, but a clear dose-response effect between misfit magnitude and stress generation could not be observed. The location of the misfit can affect the stress magnitude and the stress pattern. However, the central abutment seemed to be the one that received the most intense stress despite misfit location and magnitude. The bending stresses were very low despite the misfit magnitude. This could indicate that the simulation of a vertical misfit between the implant framework and its supporting abutments may provide a different stress generation pattern than in a clinical situation.

Key Words: Dental Implants, Dental Prosthetics, Biomechanics, Titanium

SUMÁRIO

Introdução.....	01
Objetivos.....	05
Capítulo 1.....	06
<i><u>Efeito da Passividade e da Interface entre a Estrutura Protética e o Parafuso de Retenção na Estabilidade da Conexão Parafusada</u></i>	
Capítulo 2.....	23
<i><u>Stress Generation with Repeated Tightening in Implant Frameworks with Different Levels of Misfit</u></i>	
Capítulo 3.....	40
<i><u>Tensões Axiais e Laterais Geradas por Diferentes Padrões de Desajuste Marginal em Estruturas Múltiplas Implanto-Retidas</u></i>	
Considerações Finais.....	60
Conclusões.....	64
Referências.....	65
Anexos.....	67

INTRODUÇÃO

A partir da década de 80, foram apresentados ao mundo os resultados de mais de quinze anos de pesquisas envolvendo a utilização de implantes de titânio para o tratamento das perdas dentárias (Adell et al., 1981; Albrektsson et al., 1981; Branemark et al., 1983). A equipe do Professor Per-Ingvar Branemark mostrou de forma irrefutável que parafusos de titânio poderiam ser usados como uma fixação intra-óssea confiável para diversas modalidades de tratamentos protéticos reabilitadores (Branemark et al., 1977; Adell et al., 1981). A grande descoberta por trás dessas realizações foi denominada de “osseointegração”. Do ponto de vista da Medicina e Biologia macroscópica e microscópica, a osseointegração de um implante ao osso é definida como a aposição íntima de osso neoformado em congruência com este implante, de forma que não seja evidente a interposição de tecido conjuntivo ou fibroso e seja estabelecida uma conexão estrutural e funcional direta, capaz de suportar cargas fisiológicas normais. Do ponto de vista biomecânico, um implante estará osseointegrado quando não houver movimento relativo progressivo entre ele e o osso vivo que o circunda sob cargas de intensidade funcional. Do ponto de vista biofísico, a osseointegração implica que os componentes identificáveis de tecido ao redor da superfície dos implantes sejam apenas estruturas ósseas e medulares que continuamente constituem uma estrutura óssea normal em contato nanométrico com a superfície do implante. Do ponto de vista clínico, um implante estará eficientemente integrado se oferecer um suporte estável e aparentemente imóvel para uma prótese sob cargas funcionais, sem dor, inflamação ou afrouxamento. (Branemark et al., 1977; Adell et al., 1981; Albrektsson et al., 1981; Branemark et al., 1983)

Tendo em vista as características biológicas e biomecânicas anquilóticas da osseointegração, admiti-se no plano teórico que qualquer tensão gerada sobre um implante osseointegrado será diretamente transferida aos tecidos ósseos de suporte pela inexistência de mobilidade relativa entre as estruturas do sistema (Skalak, 1983). Assim, o comportamento biomecânico das restaurações implanto-retidas se diferencia daquele das restaurações protéticas sobre dentes naturais. Nesta última situação, a presença do ligamento periodontal permite uma dissipação funcional das cargas provenientes da função

mastigatória aos tecidos ósseos de suporte (Skalak, 1983). Além disso, qualquer tensão possivelmente gerada durante a instalação de uma peça protética sobre dentes naturais não será necessariamente transmitida perpetuamente aos tecidos ósseos devido às características de remodelação periodontal que permitem a movimentação ortodôntica. Isso não ocorrerá nas próteses sobre implantes, ou seja, se qualquer magnitude de carga for gerada durante o processo de instalação da peça protética, esta tensão será transferida a todos os componentes do sistema, incluindo o tecido ósseo, de forma permanente ou até que algum componente do sistema falhe em decorrência desta tensão (Skalak, 1983, Jemt e Lekholm, 1998).

Com o advento dos implantes osseointegrados e de suas modalidades protéticas restauradoras, a “passividade” ou “adaptação passiva” das estruturas protéticas passou a ser uma preocupação comum nas reabilitações protéticas. A adaptação passiva, ou passividade, de uma prótese implanto-retida é assumida como a situação na qual esta prótese se adapta com menor desajuste marginal possível e de maneira passiva aos seus componentes de retenção, sem criar tensões ao próprio implante ou tecido ósseo circundante (Millington e Leung, 1995). Têm-se considerado que uma prótese deficientemente adaptada e rigidamente conectada a múltiplos implantes pode exercer níveis extremamente altos de tensão sobre as fixações, e conseqüentemente, aos tecidos que as suportam (Jemt e Lekholm, 1998). Espera-se então que a geração destas tensões, ou em outras palavras, a deficiência de uma adaptação passiva da prótese, possa ter alguma repercussão sobre os todos componentes do sistema implanto-retido, incluindo as estruturas protéticas, parafusos de retenção, pilares de conexão, implantes e tecidos perimplantares.

Na literatura, observa-se que a deficiência de adaptação passiva da estrutura protética sobre seus pilares de conexão e implantes é sistematicamente relatada como uma das causas para a incidência de problemas biológicos e mecânicos envolvendo as reabilitações implanto-retidas (Zarb e Schmitt, 1991; Naert et al., 1992; Adell et al., 1981; Bauman et al., 1992; Carlson e Carlsson, 1994). Diversos autores têm observado que a incidência de problemas mecânicos apresenta correlação positiva com a presença de desajustes marginais nas reabilitações implanto-suportadas (Zarb e Schmitt, 1991; Naert et

al., 1992). As complicações mecânicas mais comumente relatadas são descritas como o afrouxamento ou fratura dos parafusos que retêm a prótese aos pilares de conexão, contudo, a fratura dos próprios pilares de conexão, da estrutura protética ou mesmo dos implantes são relatados como possíveis, contudo mais raras (Zarb e Schmitt, 1991; Naert et al., 1992). Os problemas parecem estar mais relacionados com os parafusos de retenção, mais especificamente com o seu afrouxamento ou fratura freqüente. Admite-se ainda que esse tipo de falha possa revelar de forma prematura problemas de passividade, impedindo uma falha maior que poderia ocorrer tardiamente. O que se observa, contudo, é que em estudos longitudinais clínicos, fica difícil determinar se estes tipos de falha estão restritamente relacionados com a deficiência de passividade já que clinicamente, diversos fatores podem influenciar no sobrecarregamento mecânico do sistema, como a presença de hábitos parafuncionais (Carlson e Carlsson, 1994).

O problema torna-se ainda mais confuso quando se trata de correlacionar incidência de problemas biológicos com deficiência de passividade. Segundo a literatura, complicações biológicas como, por exemplo, reação adversa dos tecidos perimplantares, dor, sensação de pressão, reabsorção óssea perimplantar e até a plena falência da osseointegração (Adell et al., 1981; Bauman et al., 1992; Carlson e Carlsson, 1994), são relacionadas com a deficiência de adaptação passiva. Pelos mesmos motivos já citados, é difícil estabelecer em estudos clínicos longitudinais se a perda óssea perimplantar ou a perda total da fixação estão restritamente relacionadas com a presença de desajustes marginais acentuados. Além disso, estudos em animais que tentaram isolar a “passividade” como fator responsável pelo desencadeamento de falhas biológicas, foram inconclusivos em mostrar que a presença de desajustes marginais acentuados seria deletéria aos níveis de inserção óssea ou mesmo à manutenção da osseointegração (Carr et al., 1996).

Muitas vezes a medida de discrepância marginal é sinonimizada de passividade, sem que verdadeiramente represente à mesma grandeza. Assim, para maiores valores de desajuste marginal; ter-se-ia uma menor passividade e conseqüentemente uma maior incidência de problemas mecânicos e possivelmente biológicos. Teoricamente, há maior possibilidade de se ter uma peça assentada passivamente quando, clinicamente,

obtem-se o mínimo desajuste marginal possível, ou vice-versa (Skalak, 1983). Contudo, qual seria o nível mínimo de desajustes marginais na quais estas possíveis complicações ocorreriam, e ainda, seria este valor o mesmo para as diferentes modalidades protéticas nos diferentes sistemas implanto-retidos? Observa-se que, até certo nível aproximado de desajuste marginal, a ocorrência de complicações mecânicas e/ou biológicas é reduzida, o que também indica que o sistema possui certa tolerância mecânica (Sahin e Cehreli, 2001). O fato é que atualmente ainda se utiliza diretrizes estabelecidas há mais de trinta anos para a determinação da passividade (Branemark et al., 1973; Skalak, 1983). Os testes comumente usados na clínica para a determinação do *status* da passividade são reconhecidamente técnico-sensíveis e não precisos (Kan et al., 1999; May et al., 1997, Tan et al., 1993, Riedy et al., 1997), o que dificulta o estabelecimento de uma relação causa-efeito clara entre deficiência de passividade e incidência de complicações. Ainda não há evidências que mostrem correlação clara direta entre o nível dos desajustes marginais e o aumento da incidência de complicações mecânicas ou biológicas. Além disso, é importante entender que com a proliferação de sistemas de implantes, cada um com desenhos diversos de fixação e componentes protéticos, talvez a generalização de um valor de desajuste limítrofe seguro possa ser impossível. Até por isso, o que se busca durante a confecção de toda restauração implanto-retida é a obtenção de uma estrutura protética sem desajustes marginais, ou seja, dotada de completa passividade. Contudo, como as técnicas atualmente disponíveis de fabricação de estruturas protéticas ainda não permitem isso, a presença de desajustes entre a peça protética e seus componentes de suporte sempre deverá ser considerada durante o tratamento. (Kan et al., 1999; May et al., 1997, Tan et al., 1993, Riedy et al., 1997)

Visto o exposto, fica claro que ainda é necessário um melhor entendimento de como a presença do desajuste marginal pode influenciar mecânica e biologicamente a longevidade dos sistemas implanto-suportados. A determinação de como e quando a presença do desajuste marginal afeta a mecânica dos sistemas implanto-suportados é fundamental no desenvolvimento de novos sistemas, tratamentos e até no delineamento de pesquisas sobre o tema. O perfeito entendimento do comportamento mecânico das restaurações implanto-retidas frente às situações de não passividade é fundamental para o

aperfeiçoamento das técnicas que visam detectar, corrigir e mesmo evitar a deficiência de adaptação passiva das restaurações aos seus pilares de conexão e implantes.

OBJETIVOS

Objetivo Central

O objetivo central desta Tese foi estudar *in-vitro* os efeitos mecânicos causados pela deficiência de adaptação passiva de restaurações múltiplas implanto-suportadas aos seus pilares de conexão. Uma série de experimentos laboratoriais foi desenhada de forma a testar mecanicamente diferentes situações e hipóteses onde a deficiência de passividade em próteses múltiplas implanto-retidas causaria um efeito deletério à estabilidade das conexões parafusadas implanto-retidas.

Hipóteses Gerais Testadas

- A presença de desajustes marginais diminui a força de torque necessária para o afrouxamento dos parafusos de retenção.
- Quanto maior o nível de desajuste marginal, menor é a força de torque necessária para o afrouxamento dos parafusos de retenção, estabelecendo assim uma correlação negativa.
- A presença de desajustes marginais aumenta as cargas incididas no sistema implanto-retido após o torqueamento dos parafusos de retenção.
- Quanto maior o nível de desajustes marginais, maiores são as cargas incididas no sistema após o torqueamento dos parafusos de retenção, estabelecendo assim uma correlação positiva.
- A localização do desajuste marginal não afeta o nível geral de cargas incididas ao sistema.
- A localização do desajuste afeta a distribuição e direção das cargas incididas ao sistema.

CAPÍTULO 1

Efeito da Passividade e da Interface entre a Estrutura Protética e o Parafuso de Retenção na Estabilidade da Conexão Parafusada

Objetivo: Avaliar o torque necessário para o afrouxamento dos parafusos de retenção em infra-estruturas múltiplas implanto-retidas com diferentes níveis de adaptação marginal antes e após a realização da retificação da base de assentamento do parafuso de retenção.

Materiais e Métodos: A partir de um modelo metálico contendo três réplicas de pilares cônicos espaçadas 10mm de centro a centro, foram confeccionadas vinte estruturas em Ti comercialmente puro fundidas em monobloco. Estas estruturas foram separadas em dois grupos de acordo com o nível de desajuste marginal: Grupo 1 – maior desajuste, com as estruturas parafusadas diretamente sobre o modelo metálico original; Grupo 2 – menor desajuste, com as estruturas parafusadas sobre um modelo em gesso simulando mínimo desajuste obtido utilizando-se as próprias estruturas como “index”. O desajuste marginal foi quantificado através de microscópio óptico comparador (120×) utilizando-se a metodologia do teste do parafuso único. A leitura da força de destorque foi realizada: (A) com as estruturas intactas; e (B) após a retificação manual da base de assentamento do parafuso protético utilizando-se uma ferramenta retificadora específica (Conexão). Esta conduta produziu quatro Grupos: 1A; 1B; 2A; e 2B. Os parafusos protéticos foram torquoados a 10Ncm de forma padronizada e o torque (Ncm) necessário para o afrouxamento dos parafusos foi avaliado utilizando-se torquímetro digital de precisão, sendo os dados submetidos à análise de variância dois critérios e ao teste *t* para amostras pareadas ($p < 0,05$).

Resultados: O valor médio de desajuste marginal para Grupo 1 foi de 188µm (DP±61,5) e para Grupo 2 de 66µm (DP±18,5) ($P < 0,01$). Os valores médios da força de destorque foram significativamente inferiores para o Grupo 1A (5,78Ncm ± 1,03) que para

o Grupo 1B (7,06 Ncm \pm 0,62), Grupo 2A (7,42 Ncm \pm 0,93) e Grupo 2B (8,08 Ncm \pm 0,62) ($P < 0,05$), sem ocorrência de diferença estatística entre estes três últimos.

Conclusão: A presença de desajustes marginais mais acentuados influenciou negativamente a estabilidade da conexão parafusada. O procedimento de retificação foi capaz de melhorar significativamente a estabilidade da conexão parafusada somente na situação de maior desajuste.

Palavras-chave

Implantes Dentários, Titânio, Torque, Pré-carga

Introdução

A maioria dos sistemas implanto-suportados comercialmente disponíveis usa parafusos como instrumento de conexão entre os diversos componentes do sistema. Nestas configurações, a estrutura protética pode ser parafusada diretamente no corpo do implante osseointegrado ou ainda permanecer parafusada sobre um pilar de conexão que por sua vez estará unido ao corpo do implante também por ação de um parafuso (Cantwell & Hobkirk, 2004). A mecânica que rege o comportamento de tais sistemas parafusados é altamente complexa e, especialmente com relação ao seu emprego no campo da implantodontia, muito pouco é conhecido sobre a exata natureza das interações que ocorrem na interface dos diversos componentes envolvidos durante o procedimento de torqueamento dos parafusos. Além disso, é importante ressaltar que as diferenças existentes entre o desenho dos implantes e componentes protéticos dos diferentes fabricantes também podem interferir profundamente na mecânica das conexões parafusadas (McGlumphy et al., 1998).

A força de natureza compressiva que é gerada durante o torqueamento de um parafuso é referida como pré-carga (Bickford, 1981). A quantidade de força compressiva, ou pré-carga, que é criada em uma dada conexão parafusada é governada por múltiplos fatores. Estes fatores podem incluir o módulo de elasticidade dos materiais usados para a fabricação tanto do parafuso quanto das superfícies a serem conectadas, o coeficiente de fricção entre as superfícies que estarão em contato dinâmico e estático, a área de contato entre estes componentes, a presença de desajustes entre os componentes do sistema, a

existência ou não de uma agente lubrificante, a quantidade e velocidade com que a força de torque é aplicada ao parafuso, a temperatura do sistema e mesmo a configuração da cabeça do parafuso (Bickford, 1981; Jorneus et al., 1992; McGlumphy et al., 1998; Cantwell & Hobkirk, 2004). Esta força compressiva que mantém os componentes unidos deve ser capaz de resistir aos esforços impostos ao sistema durante o uso clínico.

É aceito na Engenharia que certa perda de pré-carga ocorra após o torqueamento do parafuso devido à ocorrência de deformações plásticas interfaciais dos componentes do sistema (Bickford, 1981). Um fator que poderia propiciar uma maior perda da pré-carga é a deficiência de passividade em próteses implanto-retidas (Skalak, 1983; Weinberg, 1993). Na verdade, problemas como o afrouxamento ou fratura de parafusos protéticos têm sido relacionados com a deficiência de passividade das estruturas protéticas implanto-retidas (Jemt, 1991; Adell et al, 1990; Naert et al, 1992). Quando os componentes do sistema parafusado permanecem com uma íntima adaptação entre si, a distribuição de tensões é mais uniforme e o parafuso permanecerá de certa forma protegido contra as forças que tendem a romper a conexão parafusada (Patterson & Johns, 1992). Além disso, quanto mais íntima a interação entre as superfícies do parafuso e dos componentes protéticos, maior será a retenção friccional entre estes componentes e, possivelmente, menor a perda de pré-carga (Andersson et al., 1996; Byrne et al., 1998). Portanto, a obtenção de uma estrutura protética com máxima adaptação e que mantenha um íntimo contato, tanto com a superfície do pilar, quanto do parafuso que os conecta, é o objetivo nas reabilitações implanto-suportadas.

A proposta da presente investigação foi avaliar o torque necessário para o afrouxamento dos parafusos de retenção em infra-estruturas múltiplas implanto-retidas com diferentes níveis de adaptação marginal antes e após a realização da retificação da base de assentamento do parafuso de retenção.

Materiais e Método

Delineamento do estudo

Para simulação de uma situação clínica correspondente a reabilitação de uma prótese fixa implanto-retida suportada por três pilares de conexão, foi utilizado um modelo

metálico contendo três réplicas de pilares cônicos para próteses múltiplas (Pilares MicroUnit – 4,1mm de diâmetro, Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil), dispostos 10mm de centro a centro (Pilares A, B e C) (Figura 1).

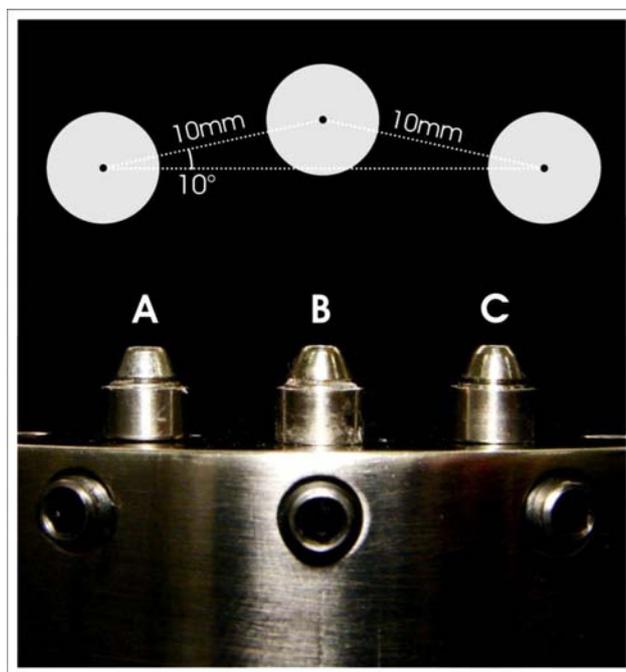


Figura 1. Modelo metálico contendo três réplicas de pilares cônicos para próteses múltiplas (Pilares MicroUnit – A, B e C) dispostos 10mm de centro a centro.

Este modelo metálico foi utilizado para confecção de 20 estruturas em titânio comercialmente puro. Após sua fabricação, as estruturas foram separadas em dois grupos de acordo com o nível de desajuste marginal: Grupo 1 (n=10) – grupo de maior desajuste, com as estruturas parafusadas diretamente sobre o modelo metálico original; Grupo 2 (n=10) – grupo de menor desajuste, com as estruturas parafusadas sobre um modelo em gesso simulando mínimo desajuste obtido utilizando-se as próprias estruturas como um “index”. O desajuste marginal foi quantificado em ambos os grupos através de microscópio óptico utilizando-se a metodologia do teste do parafuso único (Jemt, 1991; Zarb & Schmitt, 1995; Kan, 1999). A leitura do torque de afrouxamento dos parafusos protéticos foi realizada utilizando-se torquímetro digital de precisão em duas situações: (A) com as estruturas intactas; e (B) após a retificação manual da base de assentamento do parafuso protético utilizando-se uma ferramenta retificadora específica (Conexão). Esta conduta

produziu quatro Grupos (n=10): 1A - estruturas com maior desajuste não retificadas; 1B – estruturas com maior desajuste após retificação; 2A – estruturas com menor desajuste não retificadas; e 2B – estruturas com menor desajuste após retificação.

Obtenção das estruturas protéticas

Foram confeccionadas vinte estruturas múltiplas implanto-retidas em titânio comercialmente puro fundidas em monobloco. Os padrões de fundição foram preparados sob um modelo de trabalho obtido através de técnicas convencionais de moldagem de transferência de implantes (Shigley & Mischke, 1996). Foi obtido um modelo para cada estrutura. Para confecção dos padrões de fundição, foram empregados cilindros plásticos calcináveis compatíveis com os pilares MicroUnit (Conexão) e barras cilíndricas de cera de secção transversal de 4mm (Wax wire 4.0, Dentaurem, Pforzeim, Alemanha). Estas barras foram cortadas e colocadas entre os cilindros calcináveis, sendo em seguida unidas a estes com cera liquefeita até obtenção da conformidade desejável (Figura 2a). A utilização de bastões de cera pré-fabricados visou padronizar a conformação anatômica e volumétrica das peças. Os condutos de alimentação também foram fabricados com cilindros semelhantes (Wax wire 4.0 e 5.0, Dentaurem). Os padrões de fundição foram incluídos em revestimento a base de fostato (Rematitan Plus, Dentaurem), levados em forno de aquecimento (Vulcan 3.550 NDI Box Funace, Degussa, Hanau, Alemanha) e impostos ao ciclo de cocção conforme instruções do fabricante (Dentaurem). Em seguida, os blocos de fundição foram levados à máquina de fundição por arco-voltaico Rematitan (Dentaurem) onde foram utilizadas pastilhas de 22 gramas de titânio comercialmente puro (Tritan, Dentaurem) para obtenção das estruturas. As amostras foram desincluídas e jateadas com partículas de óxido de alumínio (50µm de granulação). Os condutos de alimentação foram então seccionados com disco de óxido de alumínio (Dentaurem) e as estruturas acabadas (Figura 2b).

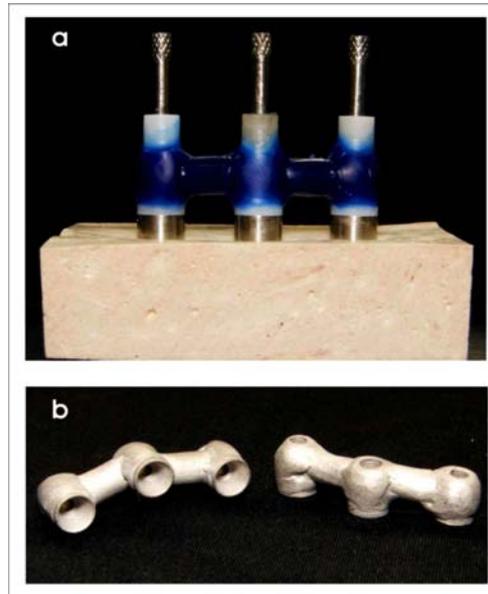


Figura 2. (a) Padrão de fundição confeccionado sobre o modelo de trabalho; e (b) aspecto das estruturas metálicas após limpeza e acabamento.

Obtenção do modelo de menor desajuste - “Index”

Para a simulação de uma situação de menor desajuste marginal entre a estrutura protética aos pilares de conexão, modelos em gesso especial foram produzidos a partir de um “index” que consistia da própria estrutura protética já fundida. Para tal, análogos de pilares cônicos (Conexão) foram parafusados à infra-estrutura finalizada (Figura 3a). Este conjunto foi então incluído em 30g de gesso especial (Fuji Rock EP; GC Europe, Leuven, Bélgica) (Figura 3b). Foi utilizado um delineador convencional para auxiliar nos procedimentos de inclusão de forma a padronizar o posicionamento dos análogos no bloco de gesso (Figura 3b e 3c).

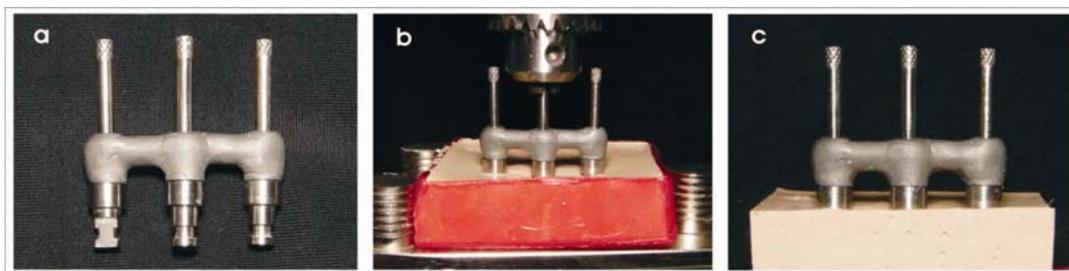


Figura 3. Passos de confecção do modelo simulando mínimo desajuste: (a) à estrutura fundida usada como “index” foram unidos réplicas de pilares cônicos; (b) inclusão do “index” ao bloco de gesso especial; e (c) aspecto final do modelo simulando menor desajuste.

Leitura dos Desajustes Marginais

Para a avaliação da passividade das estruturas metálicas implanto-retidas, foi determinado o desajuste marginal médio de cada estrutura. A técnica utilizada para a quantificação do desajuste marginal médio seguiu o protocolo do teste do parafuso único (Jemt, 1991; Zarb & Schmitt, 1995; Kan, 1999). Na técnica, um parafuso protético de titânio (Conexão) foi apertado mediante torque de 10Ncm (Torque Meter TQ-8800; Lutron, Taipei, Taiwan) sobre o pilar distal “A”, sendo avaliado em seguida o desajuste marginal nas faces vestibular e lingual do pilar central “B” e do pilar distal oposto “C”. Da mesma forma, consecutivamente, um parafuso foi torquado ao pilar distal “C” e a leitura procedeu-se nos pilares central “A” e distal oposto “B”.

O desajuste marginal foi definido como a distância vertical em micrômetros a partir da borda de adaptação da estrutura metálica até a borda do pilar. Para mensuração do desajuste foi utilizado microscópio óptico comparador (VMM-150; Walter Uhl, Asslar, Alemanha) sob aumento de 120×. A leitura dos desajustes nas faces vestibular e lingual de cada pilar foi repetida consecutivamente por três vezes, sendo a média destas repetições considerada o desajuste marginal médio de toda a estrutura.

Procedimento de Retificação - Pontas Retificadoras

Para o procedimento de retificação dos cilindros fundidos foi utilizada uma ponta retificadora específica para a base de assentamento da cabeça do parafuso protético (Ponta Retificadora - 304157; Conexão) (Figura 4a e 4b). A utilização deste dispositivo tem a finalidade de remover irregularidades provenientes do processo de fundição (Andersson, 1996) localizados na região da estrutura metálica que abriga a cabeça do parafuso protético após seu parafusamento; região denominada de base de assentamento do parafuso protético. O equipamento possuiu um custo bastante acessível, sendo sua utilização rápida e simples. Resumidamente, a ponta retificadora é presa a um dispositivo manual de retenção fornecido pelo próprio fabricante (Conexão). Em seguida, ela é pressionada concomitantemente com movimentos circulares contra a base de assentamento do parafuso na estrutura metálica de forma que suas lâminas de corte permaneçam paralelas a esta superfície (Figura 4a, 4b). O objetivo é criar uma superfície plana e polida

que possa fornecer uma área de contato ampla e regular com a cabeça do parafuso protético (Figura 4c).

Na presente investigação as pontas retificadoras foram usadas seguindo as seguintes diretrizes: (1) todo o processo de retificação foi realizado por apenas um pesquisador; (2) a ponta retificadora específica foi usada via rotação/compressão manual com auxílio do dispositivo de suporte fornecido pelo fabricante (Conexão); (3) as pontas foram utilizadas sobre cada cilindro fundido até que, sob análise visual com auxílio de lupa (4×), pôde-se observar o aspecto polido de toda a superfície da base de assentamento do parafuso (Figura 4b); (4) uma mesma ponta retificadora foi utilizada sob no máximo 15 cilindros fundidos.

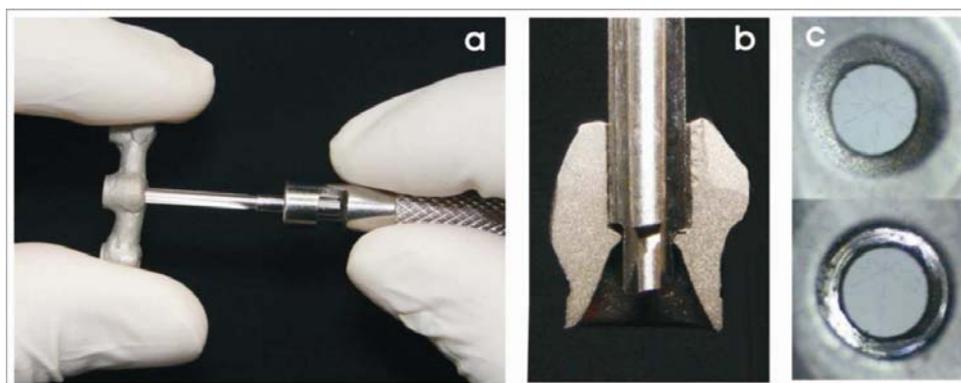


Figura 4. Procedimento de retificação dos cilindros fundidos: (a) utilização manual da ponta retificadora específica para a base de assentamento da cabeça do parafuso protético; (b) corte longitudinal de um cilindro fundido ilustrando o posicionamento da ponta retificado em seu interior; (c) base de assentamento do parafuso protético antes – foto superior – e depois – foto inferior – do procedimento de retificação.

Leitura do Torque de Afrouxamento

A força de torque necessária para o afrouxamento dos parafusos de retenção – denominada de torque de afrouxamento – foi avaliada nas duas situações experimentais: (Grupo 1) com as estruturas parafusadas diretamente sobre o modelo metálico original; e (Grupo 2) com as estruturas parafusadas sobre o modelo simulando menor desajuste. Além disso, em ambos os grupos, a leitura se deu antes e após a realização dos procedimentos de retificação das estruturas metálicas.

Para todos os procedimentos de torquemento ou leitura do torque de afrouxamento, foi utilizado um torquímetro digital com precisão de 0,1Ncm (Torque Meter - TQ8800, Lutron, Taipei, Taiwan). O procedimento de leitura do torque de afrouxamento seguiu as seguintes diretrizes em todas as condições experimentais: (a) o torquemento dos parafusos protéticos de fixação da infra-estrutura seguiu sempre a uma mesma seqüência (B, A, C); (b) foi aplicado um torque inicial de 10Ncm a todos os parafusos na seqüência determinada; (c) o torquímetro digital foi usado de forma manual e o procedimento realizado por apenas um investigador treinado; (d) a ordem de determinação do torque de afrouxamento dos parafusos seguiu a mesma seqüência (B, A, C); (e) após a determinação do torque de afrouxamento de um dado parafuso protético, este mesmo parafuso foi novamente torquedo (10Ncm) ao pilar para que fosse possível avaliar o torque de afrouxamento nos demais parafusos, ou seja, a avaliação do torque de afrouxamento de um dado parafuso deu-se com todos os outros parafusos em posição; (f) o intervalo entre o torquemento inicial do parafuso e a avaliação do seu torque de afrouxamento foi de 10 minutos, portanto, considerado imediato; (g) o processo foi repetido três vezes para cada pilar.

Análise Estatística

A partir dos valores observados de desajuste marginal em cada uma das regiões de interface entre a estrutura protética e os pilares de conexão, obteve-se o valor médio de desajuste marginal de cada estrutura. A partir destes dados foi obtido o valor médio de desajuste marginal para cada grupo. Da mesma forma, a partir dos valores de torque de afrouxamento dos três parafusos protéticos de uma estrutura, obteve-se o valor médio de torque de afrouxamento para cada estrutura metálica, e a partir deste, calculou-se o valor médio de torque de afrouxamento para cada grupo experimental. Estes dados foram submetidos à análise de variância dois critérios e teste de Tukey para amostras pareadas com nível de significância selecionado em $p < 0,05$.

Resultados

O valor médio de desajuste marginal para Grupo 1 foi de $188\mu\text{m}$ ($DP\pm 61,5$) e para o Grupo 2 foi de $66\mu\text{m}$ ($DP\pm 18,5$), sendo os valores de desajuste marginal do Grupo 2 significativamente inferiores que os do Grupo 1 ($p < 0,05$). A Figura 5 mostra o valor médio de desajuste marginal para cada uma das dez estruturas metálicas nas situações de maior (matriz) e menor (índice) desajuste marginal.

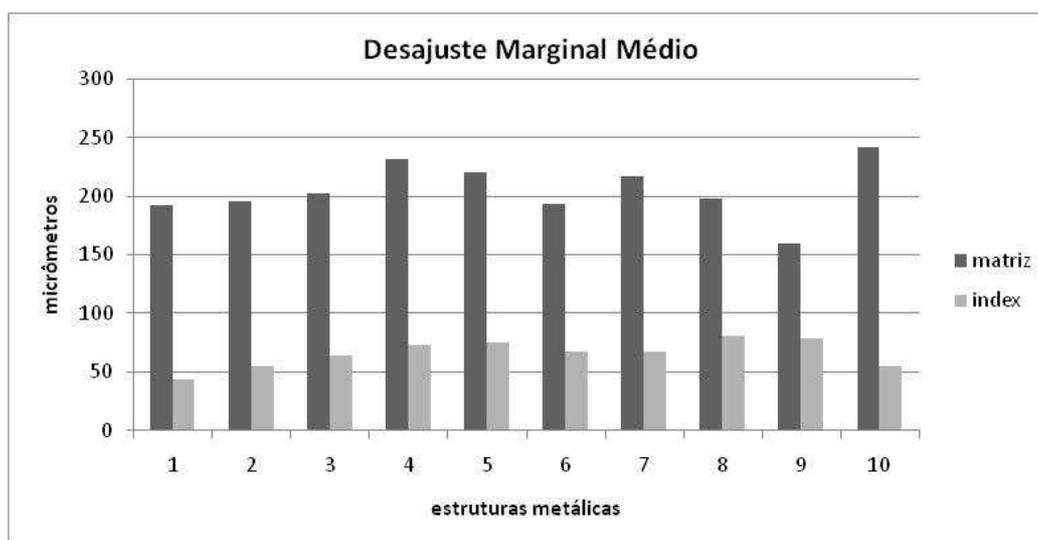


Figura 5. Valor de desajuste marginal médio nas duas situações de passividade testadas no estudo: (Matriz) com as estruturas metálicas parafusadas sobre a matriz metálica original simulando desajuste máximo; (Índice) com as estruturas metálicas parafusadas sobre o índice em gesso simulando desajuste mínimo.

O valor médio de torque de afrouxamento dos parafusos protéticos foi: Grupo 1A – $5,78\pm 0,98$ Ncm; Grupo 1B – $7,06\pm 0,59$ Ncm; Grupo 2A – $7,42\pm 0,88$ Ncm; Grupo 2B – $8,08\pm 0,59$ Ncm (Figura 6). O torque de afrouxamento dos parafusos protéticos foi significativamente menor no grupo com maior desajuste (Grupo 1A) comparado com o grupo com menor desajuste (Grupo 2B) antes da retificação ($p < 0,01$). Nos grupos com maior desajuste marginal (Grupos 1A e 1B), o processo de retificação aumentou significativamente o torque de afrouxamento dos parafusos ($p < 0,05$), o que não aconteceu nos grupos de menor desajuste (Grupos 2A e 2B) ($p > 0,05$). Após a retificação das estruturas fundidas, o grupo com maior desajuste marginal (1B) e o grupo com o menor

desajuste (2B) não apresentaram diferença significativa quanto o torque necessário para afrouxamento dos parafusos protéticos.

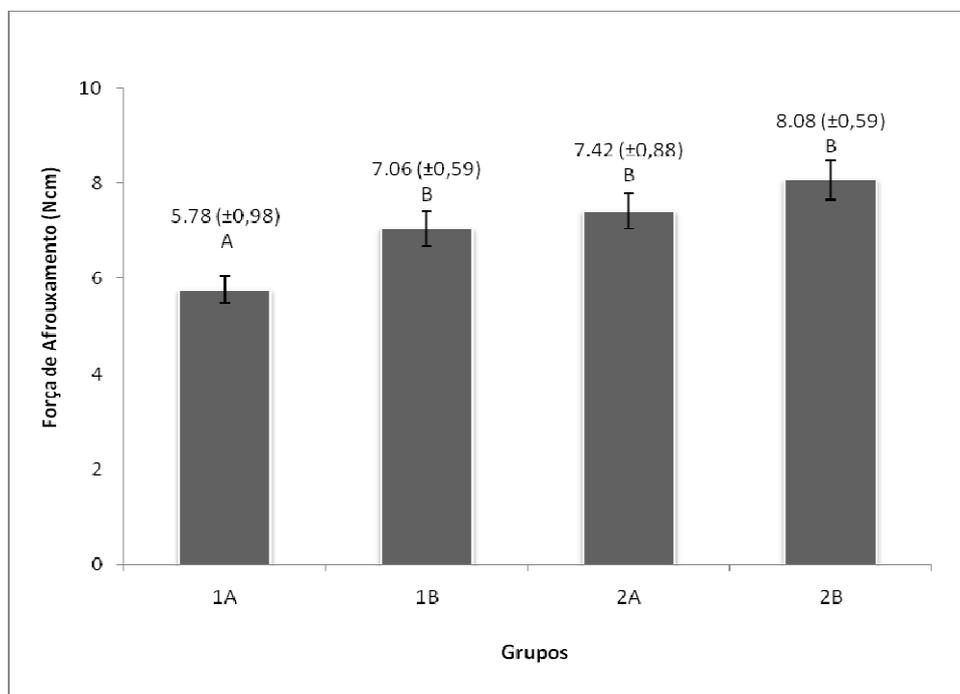


Figura 6. Valor médio de torque de afrouxamento nos quatro grupos experimentais. Letras maiúsculas distintas indicam diferença estatística entre as médias (Tukey; $p < 0,05$).

Discussão

Segundo a análise dos dados, observou-se que para as estruturas que ainda não haviam passado pelo procedimento de retificação (Subgrupos A), a simulação do menor desajuste foi capaz de aumentar significativamente o torque de afrouxamento dos parafusos protéticos (Grupo 1A < Grupo 2A, $p < 0,05$). Em contra partida, após a retificação das estruturas metálicas (Subgrupos B), a diferença na força de torque de afrouxamento entre as estruturas com maior e menor desajuste marginal não foi estatisticamente significativa (Grupo 1B e Grupo 2B, $p > 0,05$). Estes resultados apontam para o fato de que, como esperado, a deficiência de passividade de uma estrutura metálica implanto-retida fundida – representada no presente artigo como o maior valor médio de desajuste marginal – apresentou uma influência negativa significativa na estabilidade da

conexão parafusada. Além disso, a realização dos procedimentos de retificação apresentou uma influência positiva significativa sobre o valor médio de torque de afrouxamento dos parafusos. Esta melhora após a retificação foi expressiva, de forma que a diferença de passividade entre as estruturas metálicas já retificadas não pareceu influenciar significativamente os valores de torque de afrouxamento (Grupos 1B = 2A = 2B, $p > 0,05$).

A força compressiva que mantém os componentes de um sistema implanto-retido parafusados denomina-se pré-carga (Bickford, 1981). A magnitude desta força compressiva – pré-carga – pode ser influenciada por diversos fatores incluindo: o módulo de elasticidade dos materiais usados para a fabricação dos componentes do sistema, o coeficiente de fricção entre as superfícies que permaneceram em contato durante o torqueamento do parafuso, a interposição de um agente lubrificante entre estas superfícies, a adaptação ou grau de desajuste entre todos os componentes do sistema, a temperatura, as características de desenho dos componentes protéticos e dos parafusos, bem como a quantidade e a velocidade de aplicação da força de torque (Bickford, 1981; Jorneus et al., 1992; McGlumphy et al., 1998; Cantwell & Hobkirk, 2004). Uma perda inicial e tardia desta pré-carga é sempre esperada após o torqueamento de um parafuso (Bickford, 1981). Desta forma quando se aplica uma força de torque de 10Ncm a um determinado parafuso, espera-se que a força em Ncm necessária para seu afrouxamento seja menor do que os 10Ncm iniciais. Isto foi observado em todos os grupos experimentais do presente estudo. Quando as superfícies de um sistema parafusado estão em compressão dinâmica ou estática, deformações plásticas localizadas ou mesmo um pequeno desgaste das superfícies podem ocorrer (Rangert et al., 1991). Isto teria o efeito de reduzir a resistência friccional entre estas superfícies e propiciar a perda da pré-carga imediatamente após o torqueamento do parafuso ou mesmo com o passar do tempo (Bickford, 1981; Blackman et al., 1992, Cantwell & Hobkirk, 2004). Estudos anteriores demonstraram que esta perda de pré-carga pode chegar a uma proporção de 5% a 40% da força inicialmente aplicada (Bickford, 1981) e que além do tempo, a imposição de forças externas – como acontece no meio oral – e a repetida remoção e re-aperto dos parafusos também podem influenciar negativamente na manutenção da pré-carga. Portanto, métodos que propiciem uma menor perda de pré-

carga, tanto em caráter imediato quanto tardio, seriam importantes para a manutenção da estabilidade da conexão parafusada nos sistemas implanto-retidos.

A criação e manutenção de uma forte retenção friccional entre os componentes de um sistema parafusado são fundamentais para sua estabilidade. Segundo Byrne e colaboradores (Byrne et al., 1996), existem pequenas imprecisões localizadas na região da estrutura metálica que abriga a cabeça do parafuso protético (base de assentamento do parafuso). Estas imprecisões seriam provenientes de distorções presentes nos próprios cilindros plásticos calcináveis bem como distorções provenientes e inerentes ao próprio processo de fundição (Blackman et al., 1992; Bessing & Bergman, 1992; Carr et al., 1993). Imprecisões presentes nesta interface poderiam impedir um assentamento ótimo da cabeça do parafuso protético, e por sua vez, impedir a criação de uma retenção friccional ótima. O aperto de um parafuso contra uma superfície irregular promoveria o surgimento de tensões residuais na interface cabeça do parafuso / base de assentamento (Figura 7). Mediante esta tensão residual, o parafuso tenderia a se mover para uma posição mais passiva quando a retenção friccional criada nesta interface fosse superada por uma carga externa excêntrica, promovendo assim a redução da pré-carga (Cantwell & Hobkirk, 2004). Ou seja, estas irregularidades presentes na base de assentamento do parafuso protético poderiam – além de diminuir a retenção friccional dos componentes em contato – propiciar a criação de tensão residuais no próprio parafuso, o que em última análise poderia contribuir para a soldura ou fratura prematura da conexão parafusada.

No presente estudo a realização do procedimento de retificação apresentou um efeito positivo sobre o torque necessário para o afrouxamento dos parafusos protéticos. Possivelmente, o aumento observado no torque de afrouxamento dos parafusos após o procedimento de retificação das estruturas metálicas, possa ser explicado pela criação de uma maior retenção friccional entre a cabeça do parafuso protético e sua base de assentamento na estrutura metálica (Figura 7). Segundo Bickford (1981), se a resistência friccional nas interfaces de adaptação das estruturas do sistema parafusado for maior do que a resistência friccional na região das roscas do parafuso, a pré-carga de todo o sistema pode aumentar. Carr e colaboradores (1993) demonstraram que a pré-carga média que

pode ser gerada durante o parafusamento de um cilindro de ouro fundido pode ser de 97N. Contudo, neste mesmo estudo, quando as superfícies internas do mesmo cilindro fundido sofreram um acabamento utilizando-se procedimentos laboratoriais comuns de forma a ficarem mais planas e lisas, a pré-carga média pôde ser registrada em 322N.

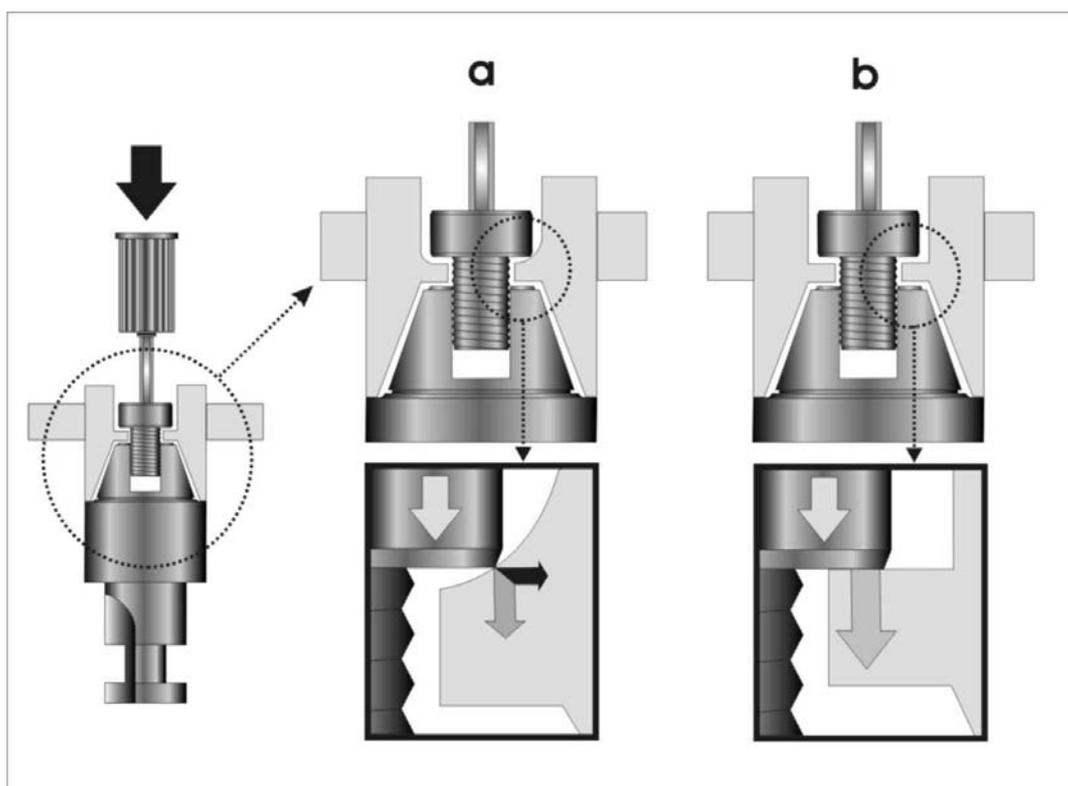


Figura 7. O aperto de um parafuso contra uma superfície irregular (a) promoveria o surgimento de tensões residuais na interface parafuso/estrutura. A regularização da superfície após a retificação (b) possibilitaria melhor distribuição de tensões no sistema.

Com relação ao nível de passividade das estruturas metálicas, observou-se que as peças com maiores desajustes obtiveram um menor valor médio de força necessária para o afrouxamento dos parafusos. Provavelmente o motivo principal para este menor torque de afrouxamento nas situações com maior desajuste marginal – pior passividade – seja a própria mecânica de geração de tensões residuais nos sistemas implanto retidos (Skalak, 1983). Pela natureza anquilótica da interface osseointegrada (Skalak, 1983; Adell et al., 1990), quando uma prótese deficientemente adaptada é rigidamente conectada a

implantes osseointegrados, será gerada no sistema implanto-retido uma dada quantidade de tensões residuais (Weinberg, 1993; Jemt et al., 1996). Estas tensões serão dissipadas a todos os componentes do sistema, inclusive o tecido ósseo de suporte (Weinberg, 1993). Quando do torqueamento dos parafusos de retenção, o quadro ideal seria que, sobre os parafusos, apenas incidissem as tensões que tendem a manter os componentes unidos, ou seja, a pré-carga (Bickford, 1981). Em uma estrutura protética com deficiência de passividade, além de pré-carga, os parafusos poderão ser sujeitos a tensões adicionais de tração ou mesmo cisalhamento, dependendo da quantidade e do tipo de desajuste marginal (Weinberg, 1993; Jemt et al., 1996). Esta sobrecarga incidente sobre os parafusos seria responsável pela soltura ou fratura precoce da fixação (Jemt, 1991; Adell et al., 1990; Naert et al., 1992). É importante observar que em nenhuma das situações testadas no presente estudo (Grupos 1 e 2) as estruturas metálicas apresentaram nível máximo de passividade, ou seja, inexistência de desajustes marginais. Assim, estas tensões adicionais provenientes da deficiência de adaptação passiva estariam presentes em ambos os Grupos. Contudo, como o nível de desajuste foi diferente entre os grupos, assim também seria a intensidade destas cargas deletérias. No Grupo 1, o nível médio de desajuste marginal para todas as estruturas sempre foi acima de $150\mu\text{m}$, nível considerado com máximo recomendado para restaurações múltiplas implanto-retidas (Jemt, 1991; Adell et al., 1990; Naert et al., 1992). Já no Grupo 2, o nível médio de desajuste marginal para todas as estruturas sempre abaixo de $100\mu\text{m}$, portanto abaixo do limite recomendado pela literatura.

Um aspecto importante para se entender os efeitos da deficiência de passividade sobre a estabilidade dos sistemas implanto-retidos é a quantidade de pré-carga que pode aplicada nos parafusos do sistema. A quantidade de pré-carga que pode ser recebida por um determinado parafuso depende de muitas variáveis incluindo principalmente o módulo de elasticidade do material utilizado para sua confecção e a secção transversal do parafuso (Bickford, 1981). A quantidade de pré-carga aplicada será determinada inicialmente pela quantidade de torque aplicado, assim sendo, nos sistemas implanto-suportados o fabricante deve indicar o torque máximo que cada parafuso deve receber, havendo contudo, uma determinada tolerância. No caso do presente estudo foi

respeitada esta indicação (10Ncm, Conexão). Se a pré-carga gerada em um sistema for muito alta, o parafuso sofrerá uma fratura. A um nível de pré-carga ligeiramente abaixo do ponto de fratura do parafuso, ele sofrerá uma deformação plástica, o que resultará na perda da pré-carga. Contudo se a pré-carga for mantida dentro dos limites elásticos do parafuso, a conexão parafusada será capaz de resistir à separação até o momento no qual as forças externas ultrapassarem esta pré-carga (Patterson & Johns, 1992). No entanto, com a deficiência de passividade, cargas de tração e/ou cisalhamento podem ser somadas, afetando desta forma a quantidade total de cargas que estariam sendo impostas aos parafusos do sistema. Isso pode ser decisivo para a estabilidade das conexões parafusadas em próteses implanto-retidas e pode explicar, em parte, porque a deficiência de passividade de uma estrutura implanto-retida pode afetar a integridade conexão parafusada.

Conclusão

A deficiência de passividade de uma estrutura metálica implanto-retida apresentou uma influência negativa significativa na estabilidade da conexão parafusada. O procedimento de retificação mostrou-se como uma ferramenta simples e barata de melhoria da estabilidade das conexões parafusadas em próteses implanto-retidas fundidas em titânio.

Referências

1. Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jan-Feb;19(1):124-32.
2. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*. 1998 Jan;42(1):71-89.
3. Bickford JH. *An Introduction to the Design and Behaviour of Bolted Joints*. New York: Marcel Decker, 1981
4. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992 Fall;7(3):353-9.
5. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983 Jun;49(6):843-8.
6. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(1):19-31.

7. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Fall;6(3):270-6.
8. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990 Winter;5(4):347-59.
9. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent*. 1992 Dec;68(6):949-56.
10. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992 Spring;7(1):26-33.
11. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent*. 1998 Aug;80(2):184-92.
12. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*. 1996 Aug;76(2):187-93.
13. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999 Jan;81(1):7-13.
14. Zarb GA, Schmitt A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *J Oral Rehabil*. 1995 Aug;22(8):661-71.
15. Shigley JE, Mischke CR. *Standard handbook of machine design*, ed. 2. New York:McGraw-Hill, 1996:23.16-23.39
16. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Summer;6(2):177-86.
17. Blackman R, Baez R, Barghi N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent*. 1992 Apr;67(4):435-40.
18. Bessing C, Bergman M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J*. 1992;16(3):109-13.
19. Carr AB, Brunski JB, Labishak J, Bagley B. Preload comparison between as received cast-to cylinders [abstract]. *J Dent Res* 1993;72 (special issue):190
20. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 Jan-Feb;9(1):90-4.
21. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*. 1996 Mar;75(3):314-25.

CAPÍTULO 2

Stress Generated with Repeated Tightening in Implant Frameworks with Different Levels of Misfit

Objectives: Controlling the amount of stress and strain generated on an implant screw-retained system is crucial for maintaining long-term stability. The objective of this study was to evaluate the stress generated on implant abutments after repeated tightening of the retaining screw in implant frameworks with different levels of marginal misfit.

Materials and Methods: A three-unit implant-supported framework was cast in commercially pure titanium. The framework was positioned on three tapered abutment analogs (MicroUnit type). A measuring light microscope was used to reset the central abutment at pre-determined marginal misfits (15 μ m, 150 μ m, and 300 μ m), while the two lateral abutments were kept with no marginal misfit. Strain-gauges were fixed at the central abutment and used as transducers to record the load generated on the abutment after four repeated tightenings (10Ncm) of the retaining screw (T1, T2, T3, T4). Five new titanium alloy retaining screws were used for each marginal misfit condition. In addition to the strain gauge analysis, the loosening torque was recorded using a precision torque-meter device. Comparisons were made among the three misfit conditions and the four tightening events into each misfit condition. (Two-Way Anova, Tukey $\alpha=5\%$).

Results: The average load generation was significantly lower for the 15 μ m misfit group (64.38 \pm 0.57N) than 150 μ m misfit group (221.19 \pm 9.48N) and 300 μ m misfit group (203.25 \pm 16.30N) ($P<.05$); with no difference between 150 μ m and 300 μ m ($P<.05$). The average loosening torque was significantly higher for the 15 μ m misfit group (7.36 \pm 0.53Ncm) than the 300 μ m (6.52 \pm 0.43Ncm) ($P>.05$), with no difference among other misfit comparisons ($P>.05$). The following load generation findings included: For the 15 μ m misfit group, T1=T2=T3=T4; for the 150 μ m misfit group, T1=T2>T4; and for the 300 μ m group, T1>T2=T3>T4. Concerning loosening torque, it was found that for all

misfit groups (15, 150 and 300 μ m), T1=T2=T3=T4, but for the 300 μ m misfit group a sequential reduction on loosening torque occurred after every tightening event (T1 = 6.8Ncm; T2 = 6.56Ncm, T3 = 6.44Ncm, T4 = 6.3Ncm).

Conclusions: Although reported as an acceptable level of misfit for implant screw-retained prosthesis, the vertical misfit of 150 μ m could generate a high amount of stress and decrease the retaining screw stability. The evaluation of the generated load with one single tightening event alone cannot fully predict stability of an implant screw joint.

Key Words: Dental Implants, Screws, Preload

Introduction

Screw loosening is a well recognized complication with implant-supported treatment. (Jemt et al, 1991; Naert et al, 1992; Goodacre & Rungcharassaeng, 2003; Wolfinger, 2003) Loosening or fracture of the retaining screws has been addressed as the most common mechanical complication related to the screw-retained implant prosthesis (Adell et al, 1981; Jemt, 1991; Naert et al, 1992; Lekholm et al, 1994; Henry et al, 1996). Screw loosening has been considered in the dental literature as a common finding in single unit or multi unit restorations, though there is a lack of published data on this complication (Cantwell & Hobkirk, 2004).

The compressive force generated by tightening a screw is referred to *preload* (Bickford, 1981). The amount of compression or preload that is created by a given system could be governed by multiples factors such as the elastic modulus of the materials used for the screw joint and the materials being clamped, the coefficient of friction between surfaces in contact, component fit, lubrication, the amount and velocity of the applied torque, the temperature, and the design of the screw head (McGlumphy et al, 1998; Jörn us et al, 1992; Cantwell & Hobkirk, 2004). The maintenance of screw joint stability is achieved when the clamping force exerted by the screw exceeds the joint separating forces acting on the assembly. Consequently, to preserve the screw stability and prevent the

possibility of screw loosening, potential joint separating loads should be minimized (Byrne et al, 2006).

Common situations where the separating forces may exceed clamping forces are found when implant assemblies are subjected to non-axial loading because of implant position, angulation, or excessive occlusal loads (Rangert et al, 1989). Cantilever design may also amplify forces on screw joints and increase the incidence of screw loosening or breaking (Brosky et al, 2003). Another important variable that may affect the screw stability in implant restorations is the presence of an inaccurate fit between the implant superstructure and its supporting abutments (Adell et al, 1981; Jemt , 1991). It has been shown that considerable stresses can be generated in the implant system when inaccurate implant frameworks were connected to implant abutments (Setz et al, 1989; Jemt et al, 1991). Several studies have correlated the incidence of mechanical complications such as screw loosening and breaking to the presence of high levels of misfit between the implant superstructure and abutments (Jemt, 1991). Therefore, a passive fit is assumed to be one of the most significant prerequisites for implant restoration success (Sahin & Cehreli, 2001).

Clinically, the retaining screws can be tightened and removed several times during the fabrication of the prosthesis or even during subsequent check-up appointments. Other studies have demonstrated that the clamping force, which maintains screw joint stability, could be reduced over time or with repeated screw tightening and loosening (Byrne et al., 2006; Cantwell & Hobkirk, 2004). To date, little or no data exists evaluating the stability of the implant screw joint after repeated tightening in a non-passive situation. The objective of this study was to verify the load generation on implant abutments during repeated tightening of the retaining screw in implant multi-unit superstructure with different levels of misfit.

Materials and Methods

For this study, a set of three tapered abutment analogs (Micro Unit type, Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brazil) were mounted over a stainless steel block (Figure 1).

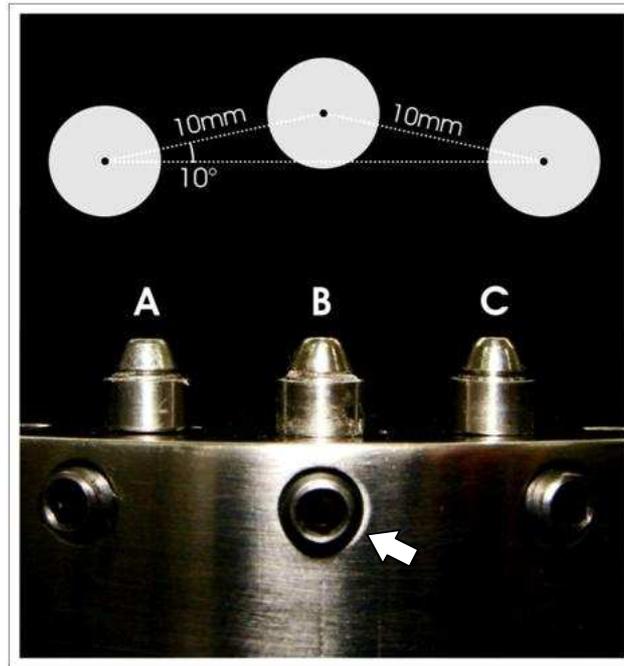


Figure 1. Tapered abutment analogs mounted in the stainless steel block. The analogs were named as “A” (distal), “B” (central), and “C” (distal). The analogs were positioned into wells on the top of the stainless steel block as transversal screws (arrow) maintained the analogs secured.

A screw-retained implant superstructure wax-up was made on the abutment analogs and then cast in commercially pure titanium (Tritan - Grade 1 Titanium, Dentaaurum, Pforzeim, Germany). After casting, the framework was divested, cleaned, and visually inspected for superficial defects. Also, a radiograph was made to verify the presence of internal voids. The framework was accepted when no superficial defects or pits were seen and when no internal voids were detected.

After the fabrication of the implant framework, the tapered abutment analogs in the stainless steel block were replaced by modified analogs (Figure 2). The modified analogs were necessary for two reasons: to enable the setting of one strain gauge over the central analog long-axis and to enable the repositioning of the central analog. The

repositioning of the central analog was accomplished by sliding it up-and-down in order to simulate different misfit levels between the implant superstructure and its central supporting analog. Three different misfit situations were simulated between the implant framework and the central analog: 15 μ m misfit, 150 μ m misfit, and 300 μ m misfit (Figure 2). A traveling microscope ($\times 50$) (VMM100 – Waler Uhl, Aslar, Germany) was used to determine the proper analog position in order to achieve the predetermined misfits. It is important to note that only the central analog was repositioned. The two distal analogs were maintained in the same position during the course of the study.

One linear strain gauge was glued over the long-axis of the central abutment analog (PA-06-060BG-350L, Excel Sensores Ind. Ltda, Embú, Brazil) (Figure 2). To record the loads generated during screw tightening, the strain gauge was positioned facing the buccal aspect of the modified analog and was wired in a 1/2 Wheatstone bridge circuit. The second gauge in the bridge was installed on a separated modified analog and was used as dummy gauge to compensate temperature modification effect. This gauge wiring allowed simultaneous recordings of tensile and bending deformation. To record the loads generated during screw fastening, the strain gauge assembly had to be calibrated to work as transducers. This was done by applying predetermined loads to the analogs as the data acquisition software (AqDados, Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, Brazil) calculated the correlation between applied load (N) and microstrain (μ Strain). Therefore, the software was able to convert the results in Newtons (generated load) instead of micro-deformation. This calibration procedure had to be accomplished for each misfit group since the modification of the position of the analog would change response to load application.

Five new titanium alloy screws were tested for each misfit group. Additionally, to evaluate load generation upon screw fastening the loosening torque was recorded. Loosening torque was measured with a precision torque meter (TQ8800 - Lutron, Taipei, Taiwan). The following sequence was followed for every test: first, the distal screws were tightened to 10Ncm; then, the central screw was fastened to 10Ncm; after 10 minutes of waiting, the central screw was loosened and the loosening torque was recorded. The load generation was recorded during the 10 minute waiting time. This process was repeated

four times for each screw with each misfit group providing four screw tightening events: T1, T2, T3, and T4.

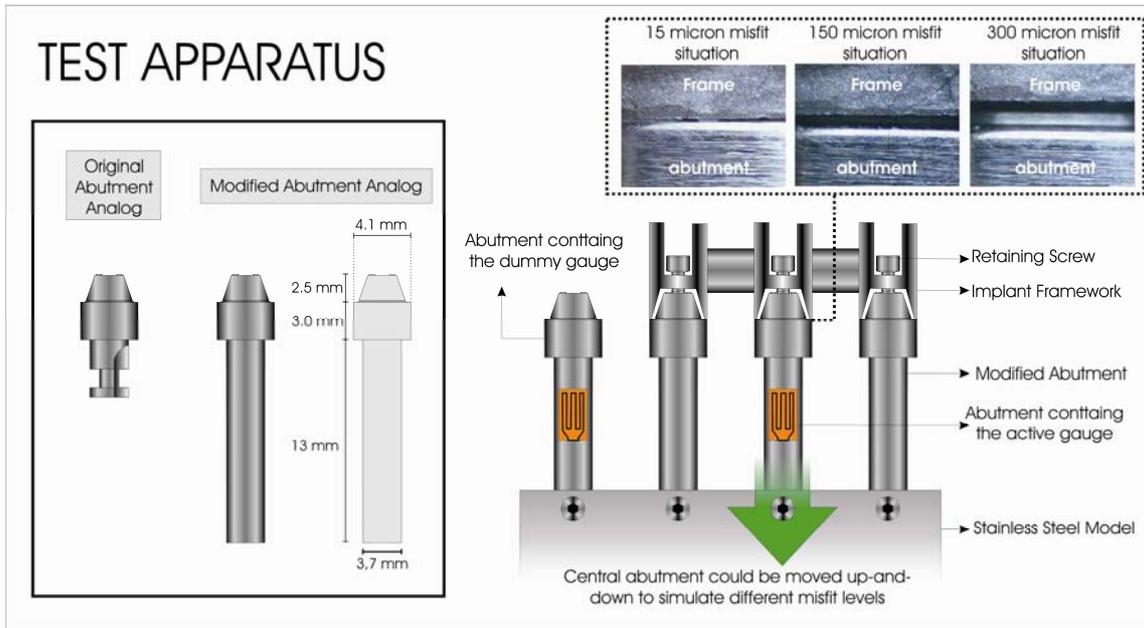


Figure 2. The test apparatus consisted of three modified analogs placed in a stainless steel block. A1/2 Wheatstone Bridge circuit was installed on the central abutment. Then, the central modified abutment was repositioned vertically to simulate different vertical misfits (15, 150, and 300 μ m). The inner box shows a design comparison between a original abutment analog and the modified one.

The average load generation and loosening torque values obtained for the three misfit groups were compared. Also, comparisons were done among the four tightening events for each misfit group. (Two-Way Anova, Tukey $\alpha=5\%$).

Results

The average loosening torque was significantly higher for the 15 μ m misfit group (7.36 ± 0.53 Ncm) than the 300 μ m group (6.52 ± 0.43 Ncm) ($P > .05$). No significant differences between the 15 μ m group and the 150 μ m group (6.90 ± 0.25 Ncm) and between the 150 μ m group and the 300 μ m group ($P > .05$) were observed. Figure 3 shows the

loosening torque for each misfit group into each screw tightening event. There were no significant difference in loosening torque for all misfit groups (15 μ m, 150 μ m, and 300 μ m) after each screw tightening event ($P>.05$). In T1, there was no difference in loosening torque among the misfit groups ($P<.05$). However, in T2 the loosening torque was significantly higher for 15 μ m group (7.46Ncm) than the 300 μ m group (6.56Ncm) ($P<.05$). The same result occurred in T3, where loosening torque for 15 μ m group (7.58Ncm) was higher than the 300 μ m group (6.44Ncm) ($P<.05$). In T4, no difference among the misfit groups occurred ($P>.05$).

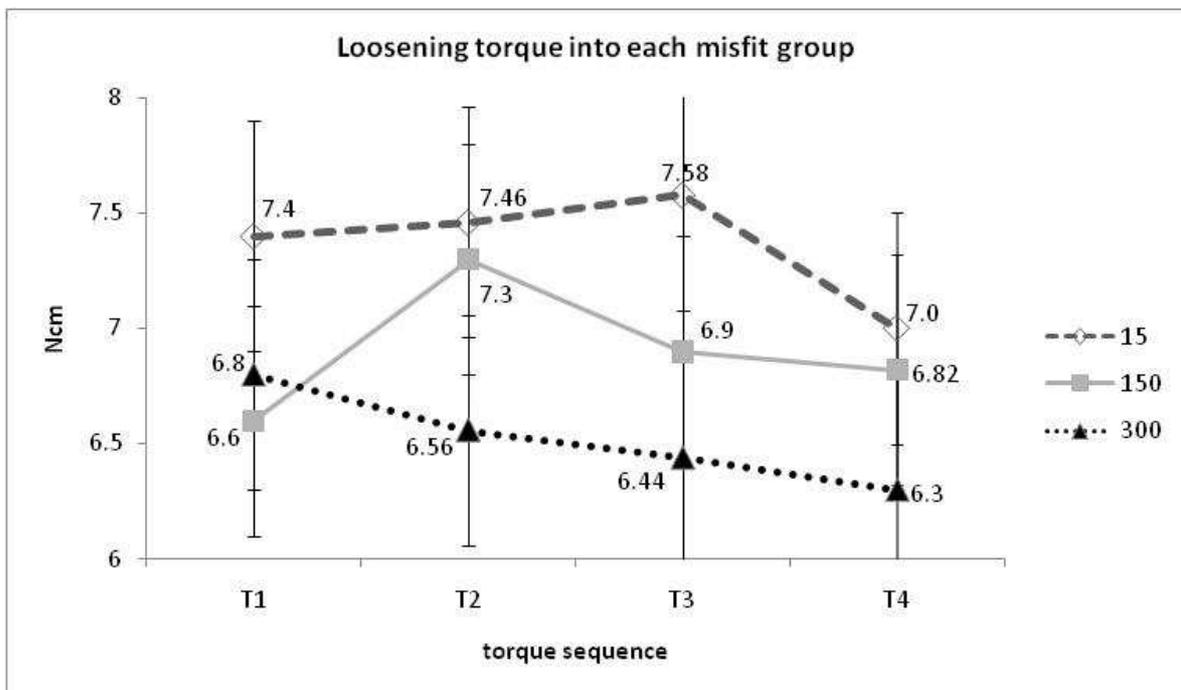


Figure 3. Loosening torque into each misfit group. Lowercase letters compare loosening torque into each misfit condition separately ($\alpha=.05$). Capital letters compare loosening torque into each tightening event separately ($\alpha=.05$).

The average load generation was significantly lower for the 15 μ m misfit group (64.38 ± 0.57 N) than the 150 μ m group (221.19 ± 9.48 N) and the 300 μ m group (203.25 ± 16.30 N) ($P<.05$). No difference between occurred between the 150 μ m group and the 300 μ m misfit group ($P<.05$). Figure 4 shows load generation for all misfit groups into each screw tightening event. For 15 μ m misfit group, no significant difference was

observed among the repeated tightening events ($P > .05$). For the 150 μm misfit group, the load at T1 (226.2N) and T2 (231.4) were significantly higher than T4 (209.9N) ($P < .05$). For the 300 μm misfit group, the load at T1 (223.7N) was significantly higher than T2 (206.4N), T3 (198.2N), and T4 (184.7N) ($P < .05$). The load at T2 was significantly higher at T4 and the load at T3 was significantly higher than T4 ($P < .05$). Evaluating the load at each repeated tightening event separately (T1, T2, T3 and T4), the load was significantly higher for the 150 μm misfit group and the 300 μm misfit group as compared with the 15 μm misfit group ($P < .01$), with no difference between the 150 μm and the 300 μm misfit groups ($P > .05$).

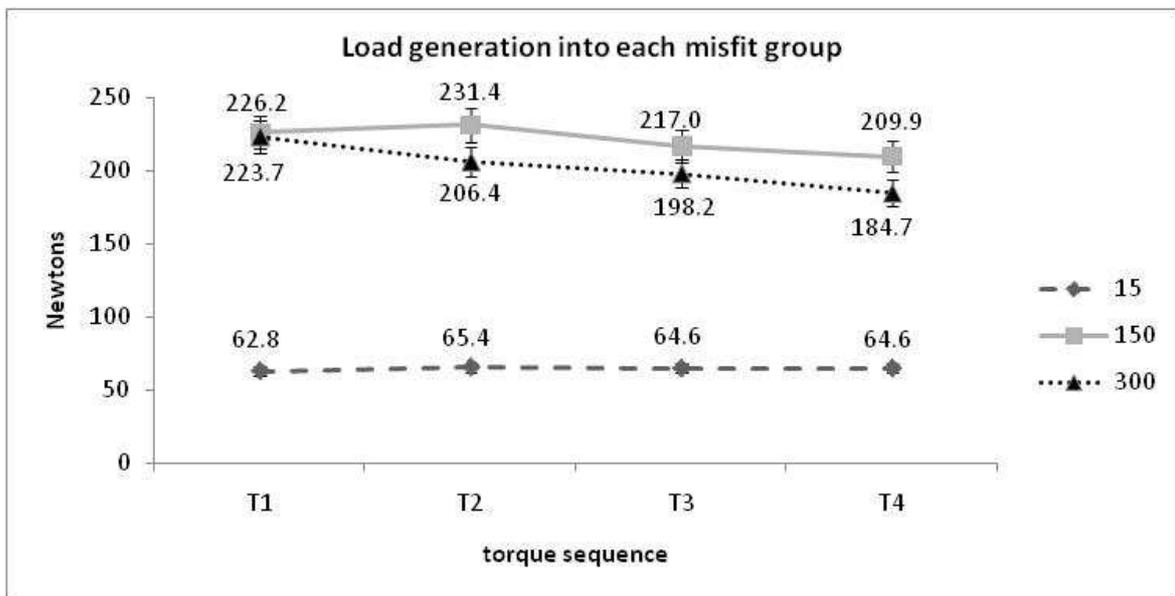


Figure 4. Preload generation for each misfit group. Lowercase letters compare preloads into each misfit condition separately ($\alpha = .05$). Capital letters compare preload into each tightening event separately ($\alpha = .05$).

Figure 5 shows the percentage of decrease or increase in load after each repeated tightening event related to the first loading at T1. For the 15 μm misfit group, a small increase of load (2-3%) after the repeated tightening sequence occurred. For the 150 μm misfit group, a small increase at T2 followed by a decrease in T3 and T4 occurred.

For the 300µm misfit group, a steady decrease in generated load for every repeated tightening event occurred.

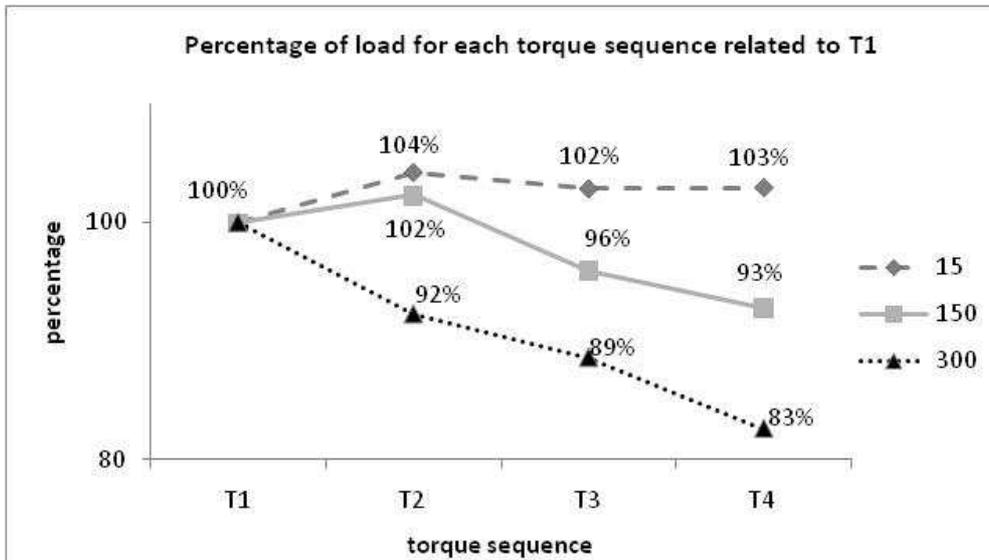


Figure 5. Percentage of preload increase or decrease for repeated tightening events T2-T4 related to the T1 event. 100% represents the load generated at T1.

Discussion

Since the beginning of modern implant dentistry, screw loosening has been recognized as a significant problem in dental implant therapy (Drago, 2003; Cho et al, 2004; Simon, 2003). Screws have been extensively studied in the engineering field and improvements with dental implant screws have been made. Previous findings have established that implant screw performance is related to the design, material, and insertion torque of the screw (Jorneus et al, 1992; McGlumphy et al, 1998). However, dental implant assembly screws have limitations in size, suitable materials, and the maximum torque applicable; thus, other strategies have been used to prevent loosening (Byrne et al., 2006).

Screw loosening occurs when the clamping force developed within the assembly is less than the forces which pull the assembly apart. If this happens, for example due to occlusal forces, then the screw will unwind and loosen (Burguete et al,

1994). Screws are usually placed under sufficient tension – termed pre-load – in order to resist the separating loads in function. The amount of preload that is created in a given system is governed by multiple variables such as; elastic modulus of the materials, coefficient of friction between the surfaces in contact, lubrication, component fit, amount and velocity of torque, and the temperature of the system (Cantwell & Hobkirk, 2004). To keep the screw joint stable over time and prevent recurrent screw loosening problems the optimum amount of preload must be created in the screw assembly. Griffith (Griffith, 1987) suggested that the optimal preload for a screw is 75% of the force required to exceed its ultimate breaking strength. However, some authors agree that this is an arbitrary criterion, which does not take into consideration the materials properties or the possibility of screw having to resist any further external loading (Cantwell & Hobkirk, 2004).

There are significant differences between screw assemblies of various implant manufacturers (Jaarda et al, 1995; Rambhia et al, 2002) and it has been demonstrated that the screw stability has an intimate relationship to the fit of the implant assembly component (Binon, 1995). Passive fit (synonymous with “ideal fit”) is assumed to be one of the most significant prerequisites for the maintenance of biomechanical stability of the implant system (Sahin & Çehreli, 2001). To provide passive fit or a strain free superstructure, a framework should theoretically induce absolute zero strain on the supporting implant components and the surrounding bone in the absence of an applied external load. Passive fit may be provided by simultaneous and intimate mating of the entire inner surface of all retainers by all abutments (Sahin & Çehreli, 2001). However, according to the current scientific evidence and with the efficacy of the contemporary dental technology used for implant superstructure fabrication, it has been concluded that an absolute passive fit cannot be obtained (Sahin & Çehreli, 2001). Although there is a consensus that framework misfit may cause adverse biomechanical behavior, the clinically acceptable amount of superstructure passivity, has not been determined for implant-support restorations. The only method for determining the actual amount of superstructure passivity, or in other words the amount of load generated on the system after screw fastening, is to analyze the strains in each implant abutment and/or component of the

system. Following such a procedure *in vivo* is certainly time consuming and would require the usage of strain gauges and sophisticated and expensive equipment. This is not practical in a routine treatment protocol. As a result the clinician has to rely in clinical techniques that mainly use misfit determination as a tool to estimate implant framework passivity (Kan et al, 1999). Therefore, it is crucial to better understand the actual correlation between framework misfit and the forces that these misfits would induce over the implant screw assembly.

As stated, a clinically acceptable amount of superstructure passivity has not been determined for implant-supported restorations. As well, the amount of misfit that would be safely tolerable is also unclear. For screw-retained implant prosthesis, authors agree that if the marginal gap between the frameworks and abutments are excessive, then large external preloads are introduced on the implant abutments and fixation screws causing loosening or fracture (Carr et al, 1996; Tan, 1993; Kallus & Bessing, 1994). Additionally, the generation of these excessive preloads could lead to the fracture of the framework or even trigger complications at the implant bone interface (Kohavi, 1993). Previous findings have stated that the effect of marginal discrepancy would be worse when the clinical marginal gap is about 150 μ m (Jemt & Lie, 1995). In the present study, marginal vertical gaps were created between the central abutment and its retainer in the implant framework. The marginal gaps (or misfits) were established as 15 μ m, representing the minimum possible misfit that could be observed in a cast implant supported framework (Schiffleger, 1985), while a misfit of 150 μ m represented the maximum acceptable gap size (Jemt & Lie, 1995). Finally, a misfit of 300 μ m was established to simulate an excessive and non-acceptable gap size. The comparisons would indicate if a misfit of 150 μ m would be an acceptable amount of misfit.

According to the results of the present study, the amount of load observed after screw tightening was statistically higher for the 150 μ m group (221.19 \pm 9.48N) and 300 μ m group (203.25 \pm 16.30N) than for the 15 μ m group (64.38 \pm 0.57N) (P<.05). This was an expected result and indicated that even with a considerably small amount of misfit (15 μ m) a considerable amount of load can be generated in the system. Using a photoelastic

coating technique, Millington and coworkers (Millington et al, 1995) have demonstrated that for intermediate abutments, the stresses generated on an implant framework increased rapidly with misfit increase. They recorded relatively high stresses with a misfit level of 20 μ m. An important consideration is that an abutment misfit of 20 μ m cannot be detected by the commonly used techniques to evaluate implant framework passivity. Although, despite the considerable amount of load generation, in the 15 μ m group the amount of load generated after each tightening event was very stable. This pattern was also observed with loosening torque values. For the 15 μ m group, the loosening torque was very similar for screw tightening events T1 to T3, with a little decrease in T4. Therefore, despite the considerable amount of load generated for the 15 μ m group (64.38 \pm 0.57N), this was not enough to affect screw stability and that the implant system could tolerate this amount of misfit.

Previous findings in screw mechanics have demonstrated that preload is dissipated over even without the application of external loading. When the threads of a screw are in compression, localized plastic deformation and burnishing of surface imperfections occur for both dynamic and static states (Bickford, 1981; Shigley, 1996). This has the effect of reducing surface friction within the system and also results in loss of preload over time (Rangert et al, 1991). However, as friction within the system is reduced with each tightening and loosening cycle, the arc of the applied rotation of the screw is also seen to increase with subsequent cycles (Hagiwara & Ohashi, 1992). Taking into consideration the present study, there was a gap between the parts being clamped and the screw tightening tried to close that gap. This may explain why a small increase in load and an initial increase in loosening torque for the 15 μ m group occurred. However, the load and loosening torques were very similar in each tightening event for the 15 μ m group, indicating that the screw joint was considerably stable.

The same cannot be extrapolated for the 150 μ m and 300 μ m groups. For these misfit situations, the amount of load at T1 (first tightening event) was significantly higher than the 15 μ m group. The amount of load generation in T1 for 150 μ m and 300 μ m groups was close to 220N of tensile force. Millington and Leung (1995), in a photoelastic model

have found that stress generated over the intermediate abutment after the installation of an implant framework with different levels of misfit, reach a stable level after 40 μ m to 50 μ m misfit. Patterson and Johns (Patterson & Johns, 1992) have studied the effect of varying preload on a dental implant assembly. They stated that if the preload is too great the screw will break. At a level slightly below this the screw will plastically deform resulting in a loss of preload. If the preload of a screw is kept within its elastic limits it can resist the separation of the clamped parts, as long as the applied load is less than that of the preload. This may explain why the 300 μ m misfit group showed a steady decrease with load and loosening torque for each repeated loosening. On other hand, the behavior of generated load and loosening torque was slightly different for the 150 μ m group. As previously discussed, investigators have suggested that repeated tightening of the screw removes small irregularities on the mating surfaces, which in turn reduces the friction at the surface and leads to a higher preload. For the 150 μ m misfit group, the load and the loosening torque in T2 were slightly higher than in T1. However, after T2 a steady decrease in load and loosening torque occurred in T3 and T4. This may indicate that for a 150 μ m misfit situation, the screw would be in a more stable state than for a 300 μ m misfit situation. Consequently, this indicates that the evaluation of one single tightening event alone cannot fully predict actual stability of an implant screw joint.

The absolute values for preload in implant assemblies (including the prosthesis, screws, and abutments) vary considerably among studies. For example, previous authors have stated that screw tension introduced in a gold screw joint for the Branemark System (Nobel Biocare) is measured as approximately 300N (Smedberg et al, 1996). Besides differences amongst implant systems, the discrepancies in preload values reported in the literature could be due to differences in how preload is measured (Hagiwara & Ohashi, 1992). Conceptually, preload is defined as the compressive load that will keep the parts clamped together. However, in the present investigation the testing apparatus maintained a gap between the abutment and implant superstructure. Therefore, more directly measured tension in the retaining screw compared with other common methods for preload measuring (Hagiwara & Ohashi, 1992). As a result, the present study determined the force

that will act against the clamping force upon screw tightening. Hence, higher load values meant less stability. Another important consideration is the testing apparatus. The proposed testing apparatus included a modified abutment instead of actual abutments and implants. Because of the calibration processes, the modified abutments provided a accurate and reliable load recordings. However, they may behave differently upon loading than an actual implant assembly. So in the actual oral environment the amount of generated loads may be different. Though, the testing apparatus proposed in the present study proved to be reliable and efficient with intent to compare different misfit situations in the same implant assembly. The apparatus capability to be reliably calibrated and used as a load transducer showed it can provide accurate loading comparisons in different situations. Therefore, it can serve as an excellent application for implant framework studies.

Conclusions

In the limitations of this study, it could be concluded that despite the considerable amount of load generation for a 15 μ m misfit situation, implant system could tolerate well this amount of misfit. Also, although reported as an acceptable level of misfit for implant screw-retained prosthesis, the vertical misfit of 150 μ m could generate a high amount of load and decrease the retaining screw stability. However, the retaining screw would be in a more stable state for a 150 μ m misfit situation than for a 300 μ m misfit condition, which could be observed only after a repeated tightening-and-loosening procedure. Consequently, this indicates that the evaluation of one single tightening event alone cannot fully predict the actual stability of an implant screw joint.

References

1. Jemt T, Laney WR, Harris D, et al: Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6:29-36
2. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, et al: A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent.* 1992;67:236-245
3. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, et al: Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003;90:121-132

4. Wolfinger GJ. Implant prosthodontic and restorative complications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:766-767
5. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387-416.
6. Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:627-635.
7. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11: 450-455.
8. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-276.
9. Cantwell AC, Hobkirk JA. Preload loss in Gold Prosthesis-Retaining Screws as Function of Time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:124-132.
10. Bickford JH. *An Introduction to the Design and Behaviour of Bolted Joints*. New York: Marcel Decker, 1981.
11. McGlumphy E, Mendel D, Holloway J. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am.* 1998;42:71-89.
12. Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-359.
13. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Huston F, Claffey, N. Preload generated with repeated tightening in three different types of screw used in dental implant assemblies. *J Prosthodont.* 2006; 15:164-171.
14. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247
15. Brosky ME, Koriath TW, Hodges J. The anterior cantilever in the implant-supported screw-retained mandibular prosthesis. *J Prosthet Dent.* 2003;89:244-249
16. Setz J, Kramer A, Benzing U, Weber H. Complete dentures fixed on dental implants: Chewing pattern and implant stress. *Int J Oral maxillofac Implants* 1989;4:107-111.
17. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jorneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: A comparative pilot study. *Int J Oral maxillofac Implants* 1991;6:413-417.
18. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive frameworks fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10(2):85-90.
19. Drago CJ. A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:273-278
20. Cho SC, Small PN, Elian N, et al: Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. *Implant Dent.* 2004;13:245-250
21. Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: A ten-year retrospective clinical report. *J Prosthet Dent.* 2003;90:517-521
22. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-359
23. Burguete RL, Johns RB, King T, et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994;71:592-599

24. Griffith HT. Suggested tightening torques for structural bolts. *Fastener Technology/February 1987*. In: *Torque Tensioning: A Ten Part Compilation*. Stow, OH: Fastener Technology, Jan–Dec 1987.
25. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. *J Prosthet Dent*. 1995;74:373-379
26. Rambhia SK, Nagy WW, Fournelle RA, et al. Defects in hexed gold prosthetic screws: A metallographic and tensile analysis. *J Prosthet Dent*. 2002;87:30-39
27. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996;9:149-160
28. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999 Jan;81(1):7-13
29. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing and polishing procedures on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. *Int J Oral maxillofac Implants* 1996;11:580-598.
30. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, et al. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant implant-retained prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1993;6:346-363.
31. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occurs in full-arch prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-178.
32. Kohavi D. Complications in the tissue integrated prostheses components. Clinical and mechanical evaluation. *J Oral Rehabil*. 1993;20:413-422.
33. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Clin Oral Implant Res*. 1995;6:172-180.
34. Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, et al. Comparisson of accuracy of multi unit one-piece castings. *J Prosthet Dent* 1985;54:770-776.
35. Shigley JE, Mischke CR. *Standard Handbook of Machine Design*, ed 2. New York: McGraw-Hill, 1996:23.16–23.39.
36. Rangert B, Gunne J, Sullivan D. Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:177–186.
37. Hagiwara M, Ohashi N. New tightening technique for threaded fasteners. In: *Materials and Engineering Proceedings of the International Offshore Mechanics and Arctic Engineering Symposium*, vol 3. New York: American Society of Mechanical Engineers, 1992:371–376.
38. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26–33.
39. Smedberg JI, Nimer K, Rangert B, et al. On the influence of superstructure connection on implant preload: A methodological and clinical study. *Clin Oral Implant Res*. 1996;7:55-63.

CAPÍTULO 3

Tensões Axiais e Laterais Geradas por Diferentes Padrões de Desajuste Marginal em Estruturas Múltiplas Implanto-Retidas

Objetivos: O objetivo deste estudo foi avaliar a influência de diferentes níveis e diferentes localizações de desajustes marginais verticais sobre a pré-carga gerada em um sistema implanto retido parafusado de múltiplos elementos.

Materiais e Método: Uma matriz metálica contendo três réplicas de pilares cônicos modificados para extensimetria foi usada como modelo para a fabricação de estruturas metálicas implanto-retidas múltiplas fundidas em titânio comercialmente puro. Com auxílio de um microscópio comparador, os pilares modificados para extensimetria foram reposicionados de forma a gerar desajustes verticais padronizados (100 μ m, and 300 μ m). Extensômetros de superfície foram colados aos pilares e usados como transdutores de forma a captar as tensões geradas nos pilares após o torqueamento dos parafusos de retenção (10Ncm). Cinco padrões de desajuste marginal foram avaliados: (MIN) desajuste mínimo, com o reposicionamento dos pilares para simular desajuste mínimo entre os pilares e a estrutura protética; (100B) 100 μ m de desajuste no pilar central; (300B) 300 μ m de desajuste no pilar central; (100A) 100 μ m de desajuste no pilar distal, e (300A) 300 μ m de desajuste no pilar distal. As cargas axiais e de flexão foram registradas para cada situação de desajuste marginal. Três estruturas metálicas diferentes foram usadas para cada situação de desajuste vertical, gerando valores médios de tensão que foram comparados numericamente.

Resultados: A condição MIN mostrou cargas axiais variando de 14,11N a 32,02N e cargas de flexão de 0,31N a 13,48N, sem nenhum padrão claro de distribuição de tensões. A situação 100B mostrou cargas axiais variando de 21,55N a 119,76N, com maior concentração de cargas no pilar central. As cargas de flexão para 100B variaram de 0,18N a 3,29N, sem distribuição clara. A situação 300B mostrou cargas axiais de 26,19N

a 209,8N, com maiores cargas no pilar central. As cargas de flexão para 300B foram de 2,54N a 10,54N, com maiores cargas incidindo nos pilares distais. A situação 100A mostrou cargas axiais variando de 53,97N a 143,81N, com maior concentração no pilar central. As cargas de flexão para 100A variaram de 0,01N a 6,28N, com maior concentração no pilar central. A situação 300A mostrou cargas axiais de 81,94N a 220N, com maiores cargas no pilar central. As cargas de flexão para 300A foram de 1,15N a 16,29N, com maiores cargas incidindo no pilar central.

Conclusões: Maiores níveis de desajuste produziram maior quantidade de tensões. Para a maior parte das situações testadas, os pilares centrais receberam maiores tensões axiais. Cargas axiais de tração foram observadas no pilar central quando o desajuste estava localizado neste pilar; e cargas axiais de compressão foram observadas no pilar central quando o desajuste estava localizado no pilar lateral. As cargas de flexão para as situações 100B e 100A foram muito baixas e sem um padrão claro determinado. As cargas de flexão pareceram ser mais intensas sobre os pilares distais quando o desajuste estava localizado no pilar central; e pareceram ser mais intensas no pilar central quando o desajuste estava localizado no pilar distal. Assim, a localização do desajustes afeta não só o padrão de distribuição de tensões, mas também a magnitude das tensões.

Palavras-chave: Implantes dentários, titânio, prótese dental, biomecânica

Introdução

Uma adaptação precisa entre as estruturas implanto-retidas e seus pilares de suporte é tida como fundamental para reduzir as tensões induzidas às estruturas protéticas, pilares de conexão e tecido ósseo periimplantar (Adell et al., 1981; Cox & Zarb, 1985; Jemt, 1991). Estudos anteriores determinaram que quando as estruturas protéticas são parafusadas sobre os implantes ou pilares transmucosos, níveis consideráveis de tensões podem ser gerados no sistema implanto-retido (Setz et al., 1989; Jemt et al., 1991). Estas tensões, ou “pré-cargas”, são geradas no momento do torqueamento dos parafusos de

retenção, e são transferidas a todas as partes do sistema implanto-retido que estão sendo unidas pela ação destes parafusos. (Burguete et al., 1994) Neste contexto, a deficiência de uma adaptação passiva entre estes componentes do sistema pode ser fator fundamental para geração e manutenção das forças estáticas que manterão os componentes unidos em função. Quando estas tensões são somadas àquelas impostas pelo esforço funcional da mastigação, elas podem causar o afrouxamento e fratura dos componentes protéticos constituintes do sistema (Adell et al., 1981; Balshi, 1989; Rangert et al., 1989; Kallus & Bessing, 1994). Entretanto, o efeito destas tensões excessivas sobre o osso periimplantar e mesmo sobre a osseointegração ainda não é claro (Carr et al., 1995).

As técnicas clínicas e laboratoriais atualmente disponíveis para confecção de estruturas protéticas implanto-retidas, que incorporam processos de fundição, soldagem ou mesmos processos CAD/CAM, ainda não são capazes de garantir uma adaptação passiva total da estrutura protética à múltiplos implantes (Fenton et al., 1993). Assim, a avaliação da passividade das estruturas implanto-retidas sempre será parte fundamental dos passos clínicos para reabilitação sobre implantes. Diferentes métodos têm sido propostos para a avaliação da passividade, incluindo métodos tácteis, inspeção visual e radiográfica dos desajustes marginais, testes de resistência dos parafusos de retenção, uso de meios evidenciadores de contato ou mesmo a simples espera da resposta do paciente, definida como dor ou desconforto, após instalação da peça protética (Jemt, 1991; Yanase et al., 1994) Todos estes métodos utilizam a avaliação do desajustes entre a estrutura protética e seus componentes de suporte como meio de avaliação da passividade, e assim estabelecem que para maiores níveis de desajuste, ter-se-ia menor passividade, ou maior geração de cargas estáticas indesejadas.

Há grande controvérsia na literatura sobre um nível mínimo aceitável de desajuste entre a estrutura protética e seus componentes de suporte que promoveria uma passividade aceitável desta peça. Kliniberg e Murray (Kliniberg & Murray, 1985) estabeleceram que fundições com discrepâncias marginais excedendo mais de 30µm ao longo de 30% da circunferência do cilindro fundido não seriam consideradas como aceitáveis. Yanase e colaboradores (Yanase et al., 1994) já aceitaram um limite máximo

de 150 μ m de desajuste entre a estrutura protética e seus implantes de suporte. O fato é que, a extensão em que os níveis de desajuste afetam a geração e o comportamento das cargas incididas no sistema implanto-retido ainda precisa ser mais bem entendido. O objetivo deste estudo foi avaliar a influência de diferentes níveis e diferentes localizações de desajustes marginais verticais sobre a pré-carga gerada em um sistema implanto retido parafusado de múltiplos elementos.

Materiais e Método

Para a simulação de uma situação clínica correspondente a reabilitação de uma prótese fixa parafusada sobre três implantes dentários, foi necessária a utilização de uma matriz que pudesse abrigar os elementos retentores de forma padronizada ao longo do curso do estudo. A característica principal da matriz foi garantir o posicionamento preciso de no mínimo três elementos retentores (pilares protéticos) de forma a dispô-los em diferentes configurações dependendo da situação que se pretendia estudar. A matriz foi confeccionada em aço inoxidável usinado e continha três orifícios verticais que serviram como leito receptor dos retentores protéticos dispostos em arco distando 10mm de centro a centro (Figura 1). Os retentores protéticos selecionados foram os pilares cônicos para próteses múltiplas (Pilares MicroUnit 4,1mm de diâmetro, Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil). Optou-se por não utilizar os pilares originais propriamente ditos, mas sim réplicas dos pilares modificados para extensimetria. Esta modificação dos análogos diz respeito a substituição de sua porção retentiva por um segmento cilíndrico longo. Isso permitia ao mesmo tempo o reposicionamento vertical destes retentores, permitindo assim a simulação de desajustes marginais padronizados, assim como a colagem de extensômetros de superfície em seu longo eixo (Figura 1).

Sobre a matriz metálica, estruturas metálicas múltiplas foram fabricadas e fundidas em titânio comercialmente puro grau 1 (Tritan, Dentaurem, Aslar, Alemanha). Após a fundição, as estruturas foram posicionadas sobre a matriz metálica original, onde cinco situações de desajustes marginais foram testadas:

(MIN) – Situação de desajuste marginal mínimo – para esta situação, as estruturas metálicas foram parafusadas sobre os pilares modificados posicionados sobre o segmento superior da matriz metálica. Os pilares modificados foram movimentados e reajustados de forma a criar uma situação na qual houvesse um desajuste marginal mínimo entre as estruturas protéticas e os pilares modificados. Antes do processo de parafusamento, o nível de desajuste marginal das estruturas protéticas foi medido usando-se o protocolo de teste do parafuso único como descrito anteriormente. A seqüência de parafusamento da estrutura sempre respeitou a seguinte ordem: primeiro torque de 10Ncm no pilar central B, seguido de aplicação de 10Ncm de torque ao pilar distal A, e finalizando com aplicação de torque de 10Ncm ao pilar distal C. A estrutura após parafusada foi deixada em repouso por um período mínimo de 5 minutos, período no qual foi realizado a captação das tensões induzidas aos pilares modificados.

(100B) – Desajuste de 100µm no pilar central “B” – Nesta situação o pilar central (Pilar B) foi reposicionado de forma a criar um desajuste médio de 100µm entre este e o seu respectivo cilindro protético, mantendo o desajuste nos demais pilares a um nível mínimo. Um microscópio óptico (50-150X de aumento) foi utilizado para a obtenção deste desajuste padronizado segundo métodos anteriormente descritos. A seqüência e a magnitude do torque aplicado aos parafusos de retenção foram os mesmos que os descritos para o Grupo MIN.

(300B) – Desajuste de 300µm no pilar central “C”- Nesta situação o pilar central (Pilar B) foi reposicionado de forma a criar um desajuste médio de 300µm entre este e o seu respectivo cilindro protético, mantendo o desajuste nos demais pilares a um nível mínimo. Um microscópio óptico (50-150X de aumento) foi utilizado para a obtenção deste desajuste padronizado segundo métodos anteriormente descritos. A seqüência e a magnitude do torque aplicado aos parafusos de retenção foram os mesmos que os descritos para o Grupo MIN.

(100A) – Desajuste de 100µm no pilar distal “A” – Nesta situação o pilar distal (Pilar A) foi reposicionado de forma a criar um desajuste médio de 100µm entre este e o seu respectivo cilindro protético, mantendo o desajuste nos demais pilares a um nível

mínimo. Um microscópio óptico (50-150X de aumento) foi utilizado para a obtenção deste desajuste padronizado segundo métodos anteriormente descritos. A seqüência e a magnitude do torque aplicado aos parafusos de retenção foram os mesmos que os descritos para o Grupo MIN.

(300A) – Desajuste de 300 μ m no pilar distal “A”- Nesta situação o pilar distal (Pilar A) foi reposicionado de forma a criar um desajuste médio de 300 μ m entre este e o seu respectivo cilindro protético, mantendo o desajuste nos demais pilares a um nível mínimo. Um microscópio óptico (50-150X de aumento) foi utilizado para a obtenção deste desajuste padronizado segundo métodos anteriormente descritos. A seqüência e a magnitude do torque aplicado aos parafusos de retenção foram os mesmos que os descritos para o Grupo MIN.

Três estruturas metálicas foram fabricadas para cada uma das situações de desajuste marginal testadas. Para a captação das forças incididas aos pilares modificados, utilizou-se análise extensiométrica das deformações. O modelo extensiométrico usado neste ensaio é composto por três circuitos elétricos, cada um montado em um dos pilares modificados (Figura 1). Os circuitos foram montados em ponte completa de Wheatstone, compreendendo dois extensômetros ativos colados nos pilares modificados e dois “*dummy gauges*” colados em peças de titânio separadas. Esta configuração permitiu a alteração dos extensômetros dentro da ponte elétrica sem que fosse necessário remover ou colar novos extensômetros. Assim, foi possível usar os extensômetros ativos no mesmo braço da ponte (em série) ou com os extensômetros ativos em braços diferentes da ponte (em paralelo). Quando os extensômetros ativos estão montados no mesmo braço da ponte, são captadas deformações de flexão; e quando os extensômetros ativos estão montados em braços diferentes, são captadas deformações de tração e compressão. É importante perceber que não é possível captar deformações de flexão e tração/compressão concomitantemente. Assim, para cada uma das situações de desajuste testadas, foi necessário realizar os testes para a aferição das tensões transferidas aos pilares por duas vezes; uma primeira para captação das deformações de tração/compressão e uma segunda vez para captação das deformações de flexão. Ainda, para que os pilares funcionassem como transdutores de carga, os circuitos elétricos em cada pilar foram calibrados para retornar o valor de carga

incidido aos pilares (Newtons), ao invés de valores de micro-deformação (μStrain). Isso foi fundamental, porque a quantidade de deformação sofrida por um corpo, medida em μStrain por um modelo extensiométrico, depende de uma série de variáveis como por exemplo: a magnitude e direção da carga imposta, o desenho do corpo de prova, o material do corpo de prova e seu módulo de elasticidade, a posição dos extensômetros na superfície do corpo de prova, dentre outras. Desta forma, se o desenho ou dimensão dos corpos de prova forem diferentes, podemos obter diferentes leituras de μStrain mesmo que o carregamento tenha a mesma direção, sentido e magnitude. Além disso, se tivermos corpos de prova distintos, mas com mesmo desenho, dimensões e material; e se tivermos um carregamento na mesma direção, sentido e magnitude nestes corpos de prova distintos; os valores de μStrain encontrados podem ainda sim ser diferentes se os extensômetros não estiverem posicionados exatamente no mesmo lugar em ambos corpos de prova. Por este motivo, em todas as investigações extensiométricas realizadas ao decorrer do presente estudo, os circuitos extensiométricos (ponte completa de Wheatstone) sofreram uma calibração de forma que devolvessem não valores de μStrain , mas sim a quantidade de carregamento a que foram impostos (Tabela 1).

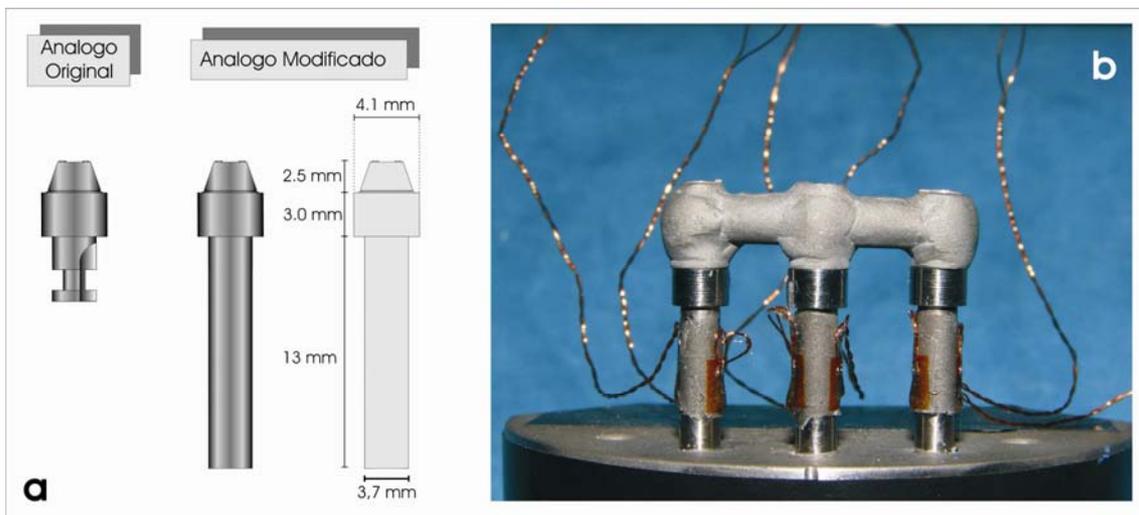
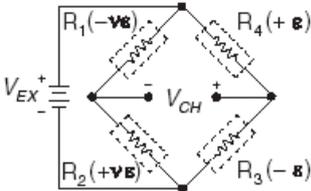
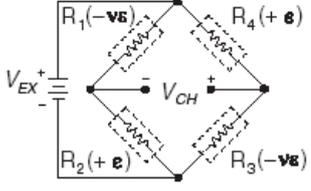


Figura 1. (a) Comparação entre o desenho do análogo de pilar original e o análogo modificado. Note que o segmento do análogo original que se conecta à estrutura protética não foi modificado. (b) Aparato de teste contendo os análogos modificados montados sobre a matriz metálica. Note a posição contralateral dos extensômetros em cada pilar.

Tabela 1. Descrição dos circuitos extensiométricos utilizados no estudo.

<i>Circuito para leitura de flexão</i>	<i>Circuito para leitura de tração/compressão</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Apenas mede tensões de flexão. • Composta de quatro extensômetros ativos. • Dois extensômetros montados contralateralmente na mesma direção do momento flexor; • Dois extensômetros montados em um espécime de titânio que não recebeu carga (agindo do “dummy gauges”). • Esta montagem rejeitava as tensões axiais (tração ou compressão). • Havia compensação de temperatura, mas não havia compensação da deformação pela proporção de Poisson do material do espécime. 	<ul style="list-style-type: none"> • Apenas mede tensões axiais. • Composta de quatro extensômetros ativos. • Dois extensômetros montados contralateralmente na mesma direção da compressão/tração. • Dois extensômetros montados em um espécime que não recebeu carga (“dummy gauges”). • Esta montagem rejeitava as tensões de flexão. • Havia compensação de temperatura, mas não havia compensação da deformação pela proporção de Poisson do material do espécime.
<i>Diagrama do circuito dado por:</i>	<i>Diagrama do circuito dado por:</i>
	
<ul style="list-style-type: none"> • R1 é um extensômetro ativo, mas somente compensando temperatura (-νε). • R2 é um extensômetro ativo, mas somente compensando temperatura (+νε). • R3 é um extensômetro ativo medindo deformação compressiva (-ε). • R4 é um extensômetro ativo medindo deformação de tração (+ε). 	<ul style="list-style-type: none"> • R1 é um extensômetro ativo, mas apenas compensa alteração de temperatura (-νε). • R2 é um extensômetro ativo para captação de tensões de tração (+ε). • R3 é um extensômetro ativo, mas apenas compensa alteração de temperatura (-νε). • R4 é um extensômetro ativo para captação de tensões de tração (+ε).

Em cada uma das situações de desajuste marginal testadas, o valor de carga obtido em cada um dos análogos modificados foi usado para se calcular a mediana de carga para a condição. Assim, tensões axiais médias e tensões de flexão médias foram

calculadas para cada uma das situações de desajuste marginal. Além disso, uma comparação numérica dos dados obtidos dentro de cada situação de desajuste marginal foi realizada, sem aplicação de tratamento estatístico.

Resultados

O desajuste marginal médio para a situação MIN variou de 23,7 μ m a 51,7 μ m. A mediana de cargas axiais e cargas de flexão em cada uma das situações de desajustes marginais estão mostradas na Tabela 2. Os valores de carga axial dentro das cinco situações de desajuste marginal para cada um dos pilares estão mostrados na Tabela 3. Os valores de carga de flexão dentro das cinco situações de desajuste marginal para cada um dos pilares estão mostrados na Tabela 4.

Tabela 2. Mediana das cargas incididas (Newtons) aos pilares modificados nas cinco situações de desajuste marginal vertical (MIN, 100B, 300B, 100A e 300A).

Cargas Médias (Newtons)		
GRUPOS	<i>Cargas Axiais</i>	<i>Cargas de Flexão</i>
MIN	25.69	6.07
100B	65.23	1.26
300B	113.37	6.76
100A	96.75	2.37
300A	142.95	7.13

Tabela 3. Cargas axiais (Newtons) incididas aos pilares nas cinco situações de desajuste marginal vertical (MIN, 100B, 300B, 100A e 300A). Valores positivos significam carregamento de tração e valores negativos significam carregamento de compressão.

Tensão Axial (Newtons)			
GRUPOS	<i>A (distal)</i>	<i>B (central)</i>	<i>C (distal)</i>
MIN	25.09	-27.58	24.41
100B	-24.07	107.74	-63.89
300B	-32.45	199.73	-107.93
100A	55.34	-140.4	94.52
300A	87.40	-211.11	130.35

Tabela 4. Carga de flexão (Newtons) incidida aos pilares modificados nas cinco situações de desajuste marginal (100B, 300B, 100A e 300A). Valores positivos significam carregamento de flexão em direção ao pilar distal “A” e valores negativos significam carregamento de flexão em direção ao pilar distal “C”.

Tensão de Flexão (Newtons)			
GRUPOS	<i>A (distal)</i>	<i>B (central)</i>	<i>C (distal)</i>
MIN	0.88	-9.90	-7.44
100B	-1.02	-1.20	1.57
300B	-9.22	2.82	8.23
100A	-0.02	5.07	2.02
300A	1.41	15.25	-4.73

A Figura 2 mostra as saídas extensiométricas das tensões de flexão e tensões axiais para a situação de desajuste marginal MIN em todos os pilares.

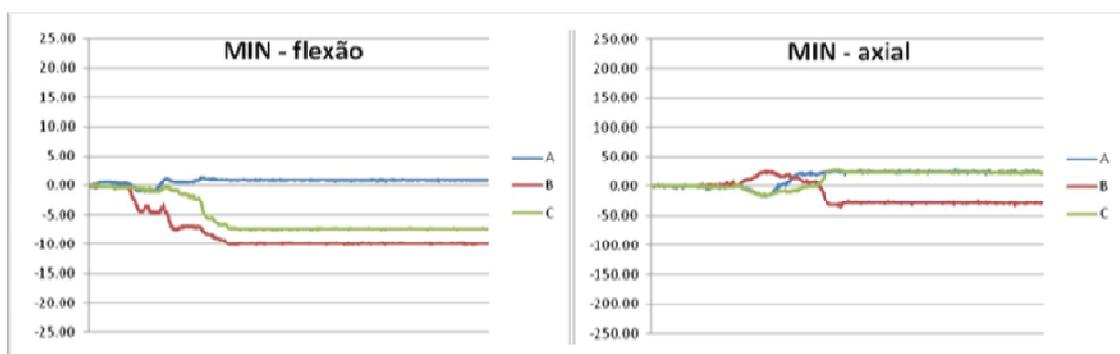


Figura 2. Cargas de flexão e cargas axiais (Newtons) incididas aos pilares modificados na situação de desajuste marginal vertical mínimo (MIN). Para as cargas de flexão, valores positivos significam carregamento de flexão em direção ao pilar distal “A” e valores negativos significam carregamento de flexão em direção ao pilar distal “C”. Para as cargas axiais, valores positivos significam carregamento de tração e valores negativos significam carregamento de compressão.

A Figura 3 mostra as saídas extensiométricas das tensões axiais geradas nas situações de desajuste marginal 100B, 300B, 100A e 300A em cada pilar. A Figura 4 mostra as saídas extensiométricas das tensões de flexão geradas nas situações de desajuste marginal 100B, 300B, 100A e 300A em cada pilar.

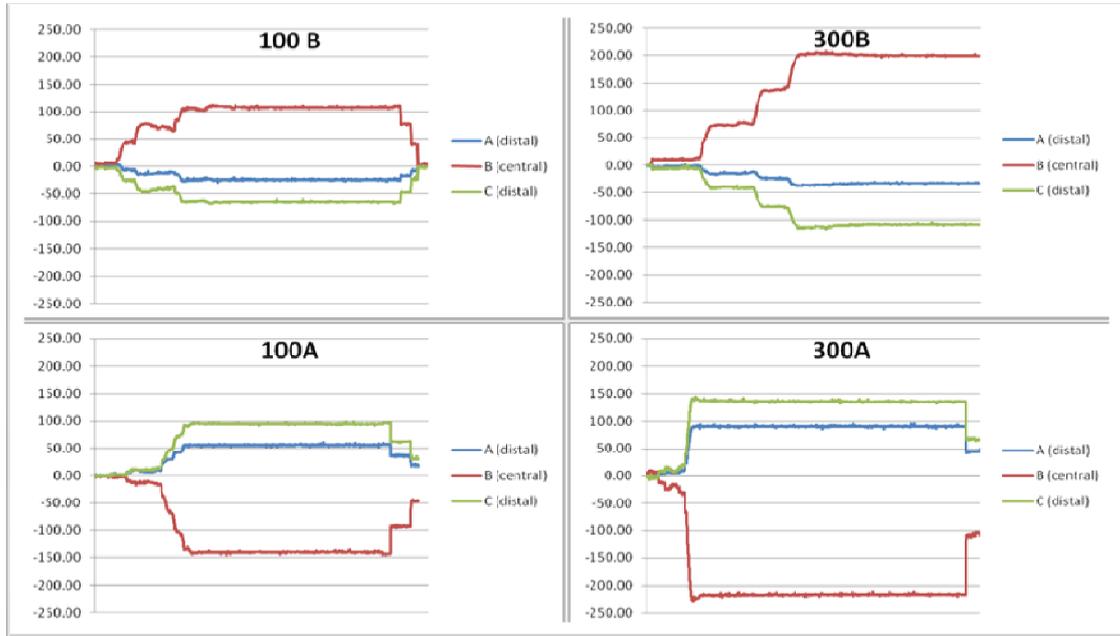


Figura 3. Cargas axiais (Newtons) incidida aos pilares modificados em quatro situações de desajuste marginal vertical (100B, 300B, 100A e 300A). Valores positivos significam carregamento de tração e valores negativos significam carregamento de compressão.

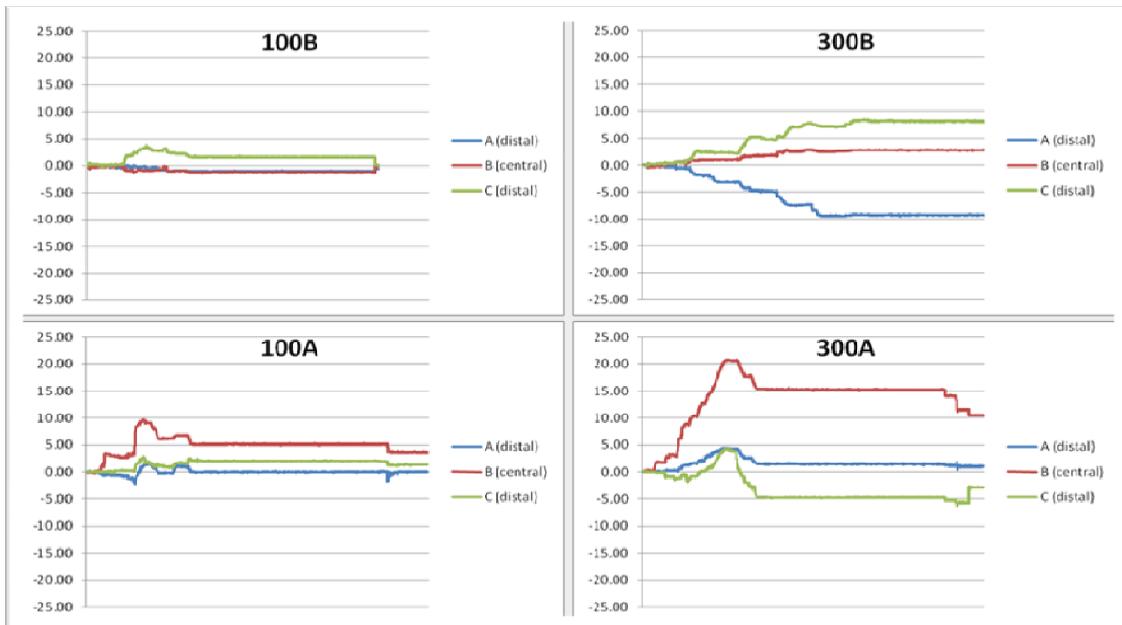


Figura 4. Carga lateral ou de flexão (Newtons) incidida aos pilares modificados em quatro situações de desajuste marginal vertical (100B, 300B, 100A e 300A). Valores positivos significam carregamento de flexão em direção ao pilar distal “A” e valores negativos significam carregamento de flexão em direção ao pilar distal “C”.

Discussão

Os resultados mostraram que a intensidade das cargas axiais foi mais elevada que as cargas de flexão em todas as situações de desajuste marginal. Além disso, para as cargas axiais, foi observada uma relação mais clara entre aumento do desajuste marginal vertical e aumento da intensidade de geração de cargas. Considerando apenas a geração de cargas axiais, a situação MIN resultou no menor nível de geração de cargas, seguida pela situação 100B, 100A, 300B e 300A. É interessante observar que para todas as condições de desajuste marginal, independente do nível de carga gerada, o pilar central “B” sempre recebeu a maior quantidade das cargas axiais, sendo que, nas situações onde o desajuste estava localizado neste mesmo pilar central “B”, estas cargas foram de característica de tração, e quando o desajuste estava localizado no pilar distal “A”, as cargas axiais foram de característica compressiva (Figura 5). Ainda é importante observar, comparando a intensidade de geração de cargas axiais dentro de um mesmo nível de desajuste marginal, que as cargas foram mais elevadas quando o desajuste estava localizado no pilar distal “A” que quando localizado no pilar central “B” (Tabela 3).

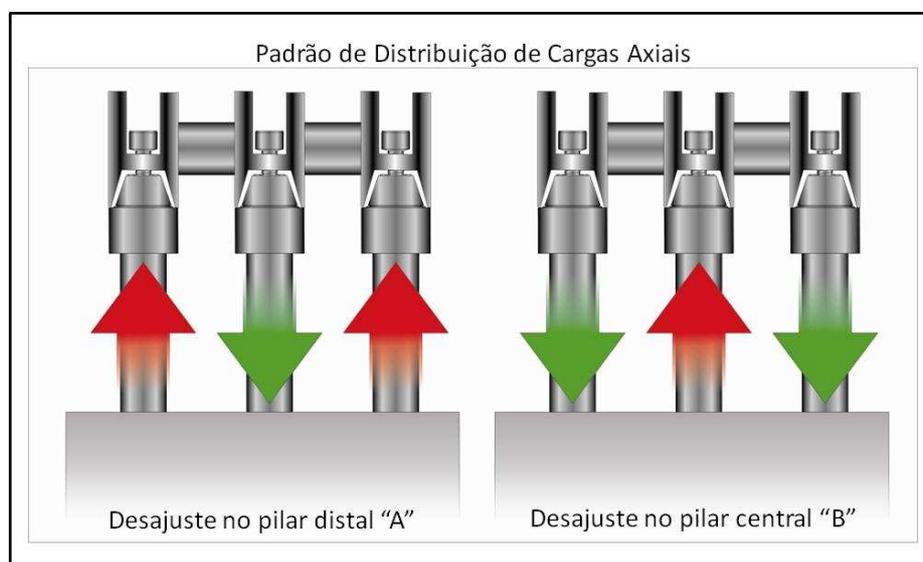


Figura 5. Padrão de distribuição de cargas axiais. Setas vermelhas indicam geração de tensões de tração. Setas verdes indicam a geração de tensões de compressão.

Considerando apenas a geração de cargas laterais, ou cargas de flexão, não foi observada uma relação muito clara entre o aumento dos desajustes verticais e aumento da geração de cargas. As cargas de flexão geradas para a situação MIN foram maiores que aquelas observadas para as situações 100B e 100A. Na verdade, o nível de geração de cargas de flexão para as situações 100B e 100A foi tão baixo que um padrão de distribuição de tensões não pode ser claramente determinado. Mesmo nas situações de maior desajuste marginal, 300B e 300A, o nível de geração de cargas de flexão não foi sobremaneira mais elevado que para a situação MIN. Para as situações de desajuste mais elevado, foi observado que quando o desajuste estava localizado no pilar central “B”, houve maior geração de cargas de flexão nos pilares distais, sendo estes pilares flexionados em direção ao pilar central (Figura 6). Para a situação onde o desajuste estava localizado no pilar distal “A”, houve maior geração de cargas de flexão no pilar central “B”, sendo este flexionado em direção ao pilar “A” (Figura 6).

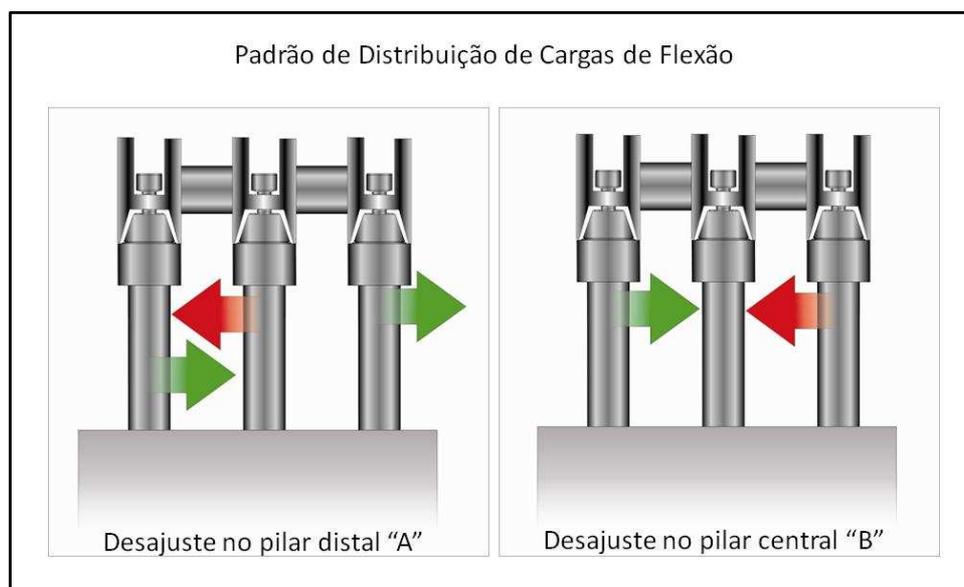


Figura 6. Padrão de distribuição de cargas de flexão. Setas vermelhas indicam flexão em direção a pilar distal A. Setas verdes indicam flexão em direção a pilar distal C.

Uma adaptação passiva das estruturas múltiplas implanto-retidas aos seus pilares de sustentação ou aos próprios implantes osseointegrados, sempre foi considerada

com primordial para o sucesso das reabilitações sobre-implantes. Muitos autores descrevem que a deficiência de passividade pode trazer inúmeras complicações mecânicas e biológicas para o sistema implanto-retido como um todo (Sahim & Çeheli, 2001). A lógica por trás da gênese destes possíveis problemas é relativamente simples. Como os implantes osseointegrados não possuem resiliência com os tecidos ósseos que os suportam, toda e qualquer força imposta ao sistema implanto-retido não será dissipada até que o fator que a impõe seja interrompido (Sakalak, 1983). Quando uma estrutura implanto-retida múltipla é parafusada sobre suas estruturas de sustentação, é gerada uma força de natureza compressiva entre as partes que estão sendo unidas (Bickford, 1983). Se o contato entre as partes que estão sendo unidas for íntimo, ou seja, sem a presença de desajustes, o resultado será apenas uma deformação elástica localizada dos componentes em compressão e uma deformação elástica de tração no corpo do parafuso que mantém as partes unidas (McGlumphy, 1996). Entretanto, se houver um desajuste vertical entre os componentes sendo que estão sendo unidos pela ação do parafusamento, a tendência é que as partes do sistema sejam tracionadas uma em direção a outra na tentativa de fechar este desajuste. O resultado será – além das forças de compressão localizadas que normalmente seriam geradas – a geração de forças de tração nos componentes do sistema e, possivelmente, forças de tração acima do limite de resistência dos parafusos de retenção (McGlumphy, 1996). Como dito anteriormente, como as forças geradas nos sistemas implanto-retidos não são dissipadas devido a união de característica anquilótica entre implantes e tecido ósseo, o sobrecarregamento do sistema poderia trazer repercussões para todos os seus componentes, deste os parafusos de retenção até o tecido ósseo de suporte.

Neste aspecto então, o que se busca é produzir estruturas protéticas implanto-retidas com passividade absoluta, contudo, com as tecnologias atualmente disponíveis de fabricação de estruturas protéticas, é impossível se produzir uma peça que se adapte perfeitamente sobre os pilares que a sustentam (Jemt et al., 1991). Assim, é justo assumir que o clínico sempre será desafiado na busca de uma passividade aceitável quando se lida com restaurações múltiplas implanto-retidas. Por esse motivo, um melhor entendimento de como as restaurações implanto-retidas se comportam frente a deficiência de passividade,

quais níveis de desajuste seriam seguros ou menos deletérios ao sistema, como detectar estes desajustes e quais as verdadeiras repercussões destes desajustes no sucesso do tratamento implanto-retido foi e ainda é motivo de diversos estudos (Sahin & Çehreli, 2001). Como um determinado nível de desajuste marginal é inevitável, a discussão em torno de um nível mínimo aceitável sempre foi intensa. Jemt e Lie determinaram que o nível máximo de desajuste marginal que poderia causar um menor índice de problemas mecânicos seria em torno de 150µm para próteses totais fixas mandibulares (Jemt & Lie, 1995). Estes autores relataram que em situações onde eram detectados desajustes marginais acima deste limite, o índice de complicações mecânicas, especialmente relacionadas com os parafusos de retenção, era aumentado. Apesar de muitos considerarem este nível de desajuste como sendo limítrofe para todas as situações restauradoras, simplesmente não há provas na literatura que suportem contundentemente este aspecto. Ou seja, o desenho das estruturas, o número de pilares, o tipo dos componentes protéticos, o desenho, comprimento, diâmetro e materiais dos implantes, além da densidade óssea em que estes implantes estão integrados poderiam influenciar em como o sistema responde à presença de um determinado desajuste (Stegaroiu et al., 1998; Assif et al., 1996; Hobkirk et al., 1998). O problema então pode ser mais complexo do que se imagina e um nível mínimo tolerável de desajuste pode ser impossível de se determinar para todas as situações separadamente. Até o momento, talvez a única maneira de se determinar um nível de desajuste tolerável para as diversas situações clínicas possíveis necessitaria de investigações *in vivo* das tensões impostas aos ossos, implantes, pilares e estruturas protéticas pelo simples teste empírico de várias estruturas com diversos níveis de passividade; o que seria provavelmente inaplicável.

Pelos motivos descritos acima, estudos laboratoriais ou em animais são importantes e podem dar uma indicação do comportamento mecânico das estruturas implanto-retidas frente à presença de desajustes. Carr e colaboradores (Carr et al., 1996) conduziram um estudo em babuínos onde avaliaram as repercussões da instalação de estruturas protéticas múltiplas com diferentes níveis de passividade sobre o nível ósseo periimplantar. Neste estudo, próteses com nível de desajuste marginal vertical de 38 µm e

345µm foram avaliadas, ou seja, foram testadas estruturas com passividade considerada aceitável e estruturas com desajuste muito acima dos níveis recomendados. De forma surpreendente, os pesquisadores não conseguiram determinar diferenças nos níveis ósseos entre os dois grupos avaliados, sendo determinado que isso pudesse ser causado pela ausência de forças oclusais no sistema ou pela “absorção” das tensões pelos pilares intermediários de conexão. Se esta afirmação for verdadeira, será necessária a avaliação das tensões impostas a cada um dos componentes de sustentação da estrutura implanto-retida, o que ainda não está disponível. Este é exatamente o objetivo da presente investigação. Pela instalação de extensômetros de superfície a cada um dos pilares de sustentação de uma estrutura implanto-retida de três elementos, objetivou-se registrar a intensidade das cargas que seriam impostas a estes pilares frente a diferentes níveis e localizações de desajustes marginais. Os níveis estudados na presente investigação procuraram mimetizar uma situação onde o nível de desajuste seria o mínimo possível (representado pela situação MIN), uma situação onde houvesse um desajuste mais elevado, contudo dentro dos limites considerados biologicamente toleráveis (representado pelas situações 100A e 100B), e uma situação que representasse a presença de um desajuste marginal acima daquele que seria considerado aceitável (representado pelos grupos 300A e 300B). A criação de desajustes padronizados pode não representar fielmente o padrão de deformações encontrados nas situações clínicas reais (Jemt et al., 1991), mas é importante porque promove um padrão claro de comparação mantendo a viabilidade do estudo (Jemt & Lekholm, 1998; Carr et al, 1996; Millington & Leung, 1995; Kunavisarut et al., 2002).

Um dos dados importantes da presente investigação foi a aferição de um valor relativamente baixo para as forças de flexão, independente da situação de desajuste marginal testada. Talvez isto seja resultado mais do desenho do ensaio do que realmente do que ocorreria nas situações clínicas reais. Nas situações de desajuste simulado, foi criado um desajuste puramente vertical entre o cilindro protético e seu pilar de sustentação. Como mencionado acima, quando do torqueamento do parafuso de retenção, havia a introdução no sistema de uma força de tração entre o pilar e a estrutura protética com o intuito de fechar o desajuste criado. A característica de deformação de uma peça fundida

não é apenas vertical. Também existem deformações horizontais e mesmo angulares dos cilindros fundidos (Jemt & Lie, 1991). Estas distorções horizontais e angulares seriam mais responsáveis pela imposição de cargas de flexão aos pilares, já que elas tenderiam a aproximar ou afastar os pilares durante o parafusamento, causando sua flexão. Contudo, para que esta flexão ocorra, seria necessário um contato entre o cilindro fundido na estrutura protética e seu pilar de sustentação durante o parafusamento. Quando se introduz um desajuste vertical muito acentuado, no qual a força de torqueamento e o limite elástico do parafuso de retenção não conseguem “fechar” o desajuste criado, o contato entre o cilindro fundido e o pilar é evitado, assim como a flexão deste. Isto possibilitaria a criação de altos níveis de tração ou mesmo compressão sobre os pilares, mas baixos níveis de força de flexão. É claro que, se o desajuste vertical é extremamente acentuado, cargas de flexão também podem ser induzidas além das cargas axiais mais acentuadas. O fato é que, na presente investigação, a situação MIN proporcionou a geração de cargas de flexão mais acentuadas que as condições 100A e 100B, e cargas laterais semelhantes as situações 300A e 300B, enquanto as cargas axiais na situação MIN foram muito inferiores que em todas as outras situações. Por isso, talvez a criação de desajustes marginais padronizados, assim como utilizada em vários outros estudos sobre desajuste marginais em estruturas implanto-retidas, pode não ser um modelo perfeitamente adequado para o estudo das cargas de flexão que podem ser originadas frente a presença da deficiência de passividade. Talvez isso explique porque Carr e colaboradores (Carr et al., 1996) não foram bem sucedidos na tentativa de correlacionar o índice de perda óssea com a deficiência de passividade.

No entanto, o modelo pareceu bastante eficiente e preciso para a aferição das cargas axiais impostas ao sistema. Enquanto as cargas laterais, ou de flexão, poderiam ser mais relacionadas com problemas biológicos na interface osseointegrada, devido à baixa resistência do osso às forças de cisalhamento (Skalak, 1983), a introdução de forças axiais acentuadas estariam mais relacionadas com o afrouxamento dos parafusos de retenção (Bickford, 1981). Para que uma conexão parafusada se mantenha estável, o parafuso de retenção deve ser mantido sob uma força de tensão ideal. Por um lado, se sob a conexão parafusada for exercida uma força de compressão muito alta, esta será oposta a força de

compressão do parafuso de retenção que mantém os componentes unidos, tendendo a reduzir sua estabilidade e propiciando seu afrouxamento frente às forças cíclicas da mastigação. Por outro lado, se sob a conexão parafusada for exercida uma força de tração muito acentuada, esta, somada a força de tração normalmente criada na região do pescoço do parafuso de retenção, pode propiciar a deformação plástica deste parafuso (Patterson & Johns, 1998; Cantwell & Hobkirk, 2004), também diminuindo sua estabilidade e propiciando seu afrouxamento frente às cargas oclusais. Na presente investigação, os dados mais importantes foram de que, para as cargas axiais, independente da condição de desajuste padronizado, o pilar central foi aquele que recebeu a maior intensidade de carregamento. Esta carga foi de natureza tensiva quando o desajuste estava localizado no próprio pilar central e de natureza compressiva, quando o desajuste estava localizado no pilar distal. Outra observação, no entanto, foi que, a média de carga induzida foi mais elevada quando o desajuste estava localizado no pilar distal do que no pilar central. Também é importante observar que, as situações 100A e 100B, produziram cargas axiais relativamente acentuadas, se comparadas com a situação MIN, indicando que para este nível de desajuste, apesar de ser considerado biologicamente aceitável, tem o potencial de introduzir no sistema cargas axiais acima de 100N, especialmente quando o desajuste está localizado em um pilar distal. Diante destes resultados, poder-se-ia inferir que os pilares centrais estariam mais sujeitos ao afrouxamento dos parafusos devido à deficiência de passividade, mesmo que um menor desajuste fosse detectado nestes pilares. E ainda, mesmo que o nível geral de desajuste possa se correlacionar com o nível de cargas induzidas no sistema, isso não quer dizer que sempre que um maior desajuste for detectado em um determinado pilar, este pilar receberá a maior quantidade de carga.

Conclusões

Os pilares centrais pareceram receber tensões axiais de maior intensidade independente da quantidade e localização do desajuste. Tensões axiais de tração foram observadas no pilar central quando o desajuste estava localizado neste pilar; e tensões axiais de compressão foram observadas no pilar central quando o desajuste estava

localizado no pilar lateral. As cargas de flexão para as situações 100B e 100C foram muito baixas e sem um padrão claro determinado. As cargas de flexão pareceram ser mais intensas sobre os pilares distais quando o desajuste estava localizado no pilar central; e pareceram ser mais intensas no pilar central quando o desajuste estava localizado no pilar distal. Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, pode-se concluir que maiores níveis de desajuste produziram maior quantidade de tensões, mas sem proporcionalidade. A localização do desajustes afeta não só o padrão de distribuição de tensões, mas também a magnitude das tensões.

Referências

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981 Dec;10(6):387-416.
2. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Fall;6(3):270-6.
3. Cox J, Zarb G. Alternative prosthodontic superstructure designs. *Swed Dent J Suppl*. 1985;28:71-5.
4. Setz J, Krämer A, Benzing U, Weber H. Complete dentures fixed on dental implants: chewing patterns and implant stress. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989 Summer. 4(2):107-11.
5. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörneús L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991 Winter;6(4):413-7.
6. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*. 1994 Jun;71(6):592-9.
7. Balshi TJ. Preventing and resolving complications with osseointegrated implants. *Dent Clin North Am*. 1989 Oct;33(4):821-68.
8. Rangert B, Jemt T, Jörneús L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989 Fall;4(3):241-7.
9. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 Mar-Apr;9(2):169-78.
10. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent*. 1996 Nov;76(5):500-9.
11. Fenton AH, Zarb GA. Research status of prosthodontic procedures. *Int J Prosthodont*. 1993 Mar-Apr;6(2):137-44.
12. Yanase RT, Binon PP, Jemt T, Gilbransen HJ, Parel S. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:469-474.
13. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructure for osseointegrated implants. *Swed Dent J* 1985; 28(suppl):63-69.

14. Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive frameworks fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10(2):85-90.
15. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983 Jun;49(6):843-8.
16. Bickford JH. *An Introduction to the Design and Behaviour of Bolted Joints*. New York: Marcel Decker, 1981.
17. McGlumphy E, Mendel D, Holloway J. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*. 1998;42:71-89.
18. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res*. 1995 Sep;6(3):172-80.
19. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Jan-Feb;13(1):82-90.
20. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 1996 Mar;75(3):285-91.
21. Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prosthet Dent*. 1998 Aug;80(2):169-74.
22. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jorneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: A comparative pilot study. *Int J Oral maxillofac Implants* 1991;6:413-417.
23. Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res*. 1998 Aug;9(4):272-80.
24. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont*. 1995 Nov-Dec;8(6):511-6.
25. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont*. 2002 Mar;11(1):30-40.
26. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Clin Oral Implant Res* 1995;6:172-180.
27. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-33.
28. Cantwell AC, Hobkirk JA. Preload loss in Gold Prosthesis-Retaining Screws as Function of Time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:124-132.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com objetivo de avaliar a influência da deficiência de passividade em vários aspectos mecânicos relacionados com as restaurações implanto-retidas, uma série de ensaios laboratoriais foi desenhada de forma que, em cada um destes ensaios um determinado aspecto ou grupo comum de aspectos fossem abordados. Os estudos se relacionam diretamente porque a situação restauradora – tipo, material e desenho da prótese implanto-retida - é a mesma em todos os estudos. Assim, em todos os ensaios realizados a estrutura implanto-retida usada foi do tipo múltipla fundida em titânio comercialmente puro e parafusada sobre três pilares de conexão tipo MicroUnit (Conexão).

No primeiro estudo (Capítulo 1), o efeito da passividade sobre a mecânica das conexões parafusadas foi estudado de forma indireta. O objetivo principal do estudo foi estudar fatores que influenciam na estabilidade dos parafusos de retenção em estruturas implanto-retidas múltiplas. Um dos fatores em estudo foi a passividade e o outro foi a realização da planificação da superfície da estrutura protética que recebe a cabeça do parafuso de retenção, processo referido como de retificação. Esta área, considerada nobre para a obtenção que uma ação de união ótima em qualquer sistema parafusado (Bickford, 1981), é muitas vezes deixada em segundo plano pelos clínicos e pesquisadores envolvidos com o tratamento e avaliação de sistemas implanto-retidos. Prova disso é o escasso número de publicações onde este aspecto foi abordado ou ao menos considerado. Na presente investigação, a planificação desta área de assentamento do parafuso aumentou de forma significativa a sua estabilidade, o que foi observado pelo aumento na força de torque necessária para o afrouxamento do mesmo parafuso. Quando uma força de torque de maior intensidade é necessária para se afrouxar o parafuso de retenção, teoricamente, em uma situação clínica real, este mesmo parafuso teria maior capacidade de resistir ao afrouxamento perante as cargas oclusais. Ou seja, a avaliação do torque de afrouxamento do parafuso protético nos dá uma medida indireta de seu possível desempenho no meio oral. É claro que, em uma condição clínica real, outros fatores vão interferir para este afrouxamento, como por exemplo: o número de implantes, o desenho da prótese, a proporção coroa/implante e a presença de hábitos parafuncionais. Neste aspecto, a variável

passividade foi incluída no estudo como forma de avaliar até que ponto este procedimento de planificação da base de assentamento do parafuso poderia ser benéfico ou não. Os dados então mostraram que, somente para a situação com clara deficiência de passividade, o processo de retificação conseguiu aumentar de forma significativa a estabilidade do parafuso. Na situação onde a passividade foi considerada aceitável, houve um aumento no valor do torque de afrouxamento, contudo sem significância estatística. Isso indica que, possivelmente, a passividade é um fator mais importante para estabilidade dos parafusos de retenção do que a retificação da área de contato entre o parafuso e a peça protética. Entretanto, como nas situações clínicas reais a obtenção de total passividade ainda não é possível (Sahin & Çehreli, 2001), a retificação – representada no presente estudo como um procedimento simples e não oneroso – poderia garantir pelo menos uma melhora do desempenho dos parafusos de retenção.

O efeito deletério da deficiência de passividade à estabilidade dos parafusos de retenção da peça protética se dá pela potencial geração de tensões no sistema quando a peça protética deficientemente adaptada é torquada sobre seus componentes de suporte (Skalak, 1983). Estas cargas geradas pela presença dos desajustes marginais vão se contrapor à carga que mantém os componentes do sistema parafusado em estabilidade, a pré-carga. Então, a determinação da magnitude destas cargas que se opõe à pré-carga dos parafusos também nos dá uma ferramenta para estimar a estabilidade dos parafusos de retenção. A diferença entre a análise do torque de afrouxamento e a determinação das cargas incidentes após o torqueamento é que, a primeira é o resultado e a segunda é a causa. O efeito da presença de desajustes marginais é a geração de cargas durante o parafusamento. O resultado da geração destas cargas é a diminuição do torque necessário para o afrouxamento do parafuso. Por este motivo, no segundo estudo (Capítulo 2), estas duas análises foram realizadas. Os resultados mostraram que a situação de menor desajuste marginal (15 μ m) apresentou menor geração de carga e propiciou maiores torques de afrouxamento. Os resultados do segundo estudo foram especialmente interessantes, pois mostram que níveis diferentes de desajuste podem fornecer quantidades iguais de tensão. Isso porque a rigidez e resistência à deformação da estrutura protética e dos pilares de conexão são provavelmente maiores que a do parafuso de retenção, considerando a

distinta dimensão destas peças. Neste aspecto, o que pode ter ocorrido foi que, tanto nas situações de desajuste 150 μ m e 300 μ m, o limite elástico do parafuso foi ultrapassado. Esta mesma explicação é dada por Millington e Leung, que comparando a geração de tensões em um modelo fotoelástico com diferentes níveis de desajustes, encontraram que as tensões geradas podem atingir um patamar estável, mesmo com aumento constante do desajuste (Millington & Leung, 1998). Prova de que o limite elástico foi ultrapassado foi a diminuição da geração de cargas com o passar das seqüências de torqueamento. Por exemplo, a carga gerada durante o quarto torqueamento na situação 300 μ m foi apenas 83% daquela gerada no primeiro torqueamento. A explicação para isso é que, em cada torqueamento, o parafuso sofria deformações plásticas, não sendo capaz de gerar a mesma força compressiva de antes. Assim, é importante perceber que esta menor geração de carga após a seqüência de torqueamentos não é benéfica, mas sim representa uma diminuição da capacidade do parafuso de retenção em gerar pré-carga.

O terceiro experimento (Capítulo 3) foi conduzido com o objetivo de avaliar o comportamento das tensões geradas frente a diferentes situações de desajustes marginais. Para esta finalidade, uma montagem extensiométrica especial teve de ser desenvolvida. O intuito era, com um mesmo circuito extensiométrico, determinar a quantidade e a natureza das cargas impostas. O problema é que para isso, seria necessária a montagem de dois circuitos separados em cada pilar, um para detecção de cargas axiais e outro para detecção de cargas de flexão. O problema foi resolvido pela montagem de um circuito em ponte completa de Wheatstone, onde dois extensômetros foram colados nos pilares em teste, e os outros dois extensômetros foram colados em peças de titânio que não receberam carga. Desta forma, apenas mudando o cabeamento dos extensômetros dentro da ponte, pôde-se configurá-los para detectar tensões de flexão ou tensões axiais. Os resultados mostraram que a intensidade de tensões axiais foi muito superior às tensões de flexão. Isso poderia explicar porque até o momento não se conseguiu determinar uma relação clara entre a deficiência de passividade e a perda óssea periimplantar. Isso porque o tecido ósseo é particularmente suscetível às cargas de cisalhamento, (Skalak, 1983) cargas que poderiam ser potencialmente geradas pela ação de uma força de flexão.

Contudo, as baixas intensidades de cargas de flexão podem ser o resultado de um artefato de técnica. Assim como em outras pesquisas sobre o tema, os desajustes foram simulados criando-se um “gap” vertical entre o cilindro fundido da estrutura e seu pilar de sustentação. Jemt e colaboradores mostraram através de técnicas fotogramétricas que a distorção das estruturas protéticas não é apenas vertical, mas também horizontal e mesmo angular (Jemt & Lie, 1995; May et al., 1997). O erro de interpretação ocorre quando se toma os testes comumente usados para avaliação da passividade – teste do parafuso único – como parâmetro para determinação da distorção da peça implanto-retida. No teste do parafuso único, apenas um parafuso no pilar distal é apertado, e o desajuste vertical é avaliado nos demais pilares. Mesmo que um desajuste vertical tenha sido criado, este “levantamento” da peça protética pode ser resultado da distorção angular do pilar distal que está sendo apertado. Por esta razão, mesmo que a criação de desajustes marginais verticais padronizados seja uma ferramenta valiosa para fins comparativos, não se pode perder de vista os possíveis erros que isso possa causar.

CONCLUSÕES

Dentro das limitações dos estudos apresentados, pode-se concluir que:

- A presença de desajustes marginais acentuados (100-300 μ m de desajuste) diminuiu a estabilidade do parafuso de retenção.
- A presença de desajustes marginais acentuados (100-300 μ m de desajuste) propiciou a geração de cargas axiais de até 210N, considerados acentuados.
- Níveis mais acentuados de desajuste marginal tenderam a diminuir a estabilidade do parafuso de retenção e aumentar a incidência de cargas, mas uma clara relação dose-efeito não foi estabelecida.
- A estabilidade dos parafusos protéticos frente à presença de diferentes desajustes marginais pode ser melhor avaliada quando se considera uma análise seqüencial de repetidos procedimentos de torque/afrouxamento do parafuso.
- A localização do desajuste marginal afeta não apenas a distribuição das tensões incididas ao sistema, mas também a intensidade das cargas impostas ao pilares de sustentação.
- A metodologia de teste em si, pode ter uma influência importante nos resultados de torques de afrouxamento e captação de tensões.

REFERÊNCIAS

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.* 1981; 10: 387-416.
2. Albrektsson T, Branemark P-I, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone to implant anchorage in man. *Acta Orthopædica Scandinavica.* 1981; 52: 155-170.
3. Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1983; 50: 399-410.
4. Branemark P-I, Hansson BO, Adell R, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1977; 16:1-132.
5. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(6): 843-8.
6. Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res.* 1998; 9(4): 272-80.
7. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995; 8(6): 511-6.
8. Zarb GA, Schmitt A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *J Oral Rehabil.* 1995; 22(8): 661-71.
9. Naert I, Quirynen M, et al.. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent.* 1992; 68(6): 949-56.
10. Bauman GR, Mills M, et al. Clinical parameters of evaluation during implant maintenance. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7(2): 220-7.
11. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9(1): 90-4.
12. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing and polishing procedures on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. *Int J Oral maxillofac Implants.* 1996;11:580-598.
13. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001; 10(2): 85-92.
14. Kan JY, Rungcharassaeng K, et al. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(1): 7-13.
15. May KB, Edge MJ, et al. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent.* 1997; 77(5): 497-502.
16. Tan KB, Rubenstein JE, et al. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont.* 1993; 6(4): 346-63.
17. Riedy SJ, Lang BR, et al. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent.* 1997; 78(6): 596-604.

18. Bickford JH. An Introduction to the Design and Behaviour of Bolted Joints. New York: Marcel Decker, 1981.
19. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Clin Oral Implant Res. 1995; 6:172-180.

ANEXOS

Dados do Capítulo 1

MATRIZ DE AÇO														
		A			B					C				
1	V	359	356	353	163	160	162	83	86	85	178	172	175	192.5
	L	229	228	236	155	158	156	131	124	123	252	249	247	
2	V	289	281	276	112	119	128	134	139	144	259	258	258	201.875
	L	271	273	260	166	168	176	160	160	159	212	218	225	
3	V	206	204	199	140	136	136	275	271	274	418	417	421	219.6667
	L	161	157	151	81	84	78	166	165	168	322	321	321	
4	V	384	382	385	184	184	186	73	75	75	181	179	179	216.5417
	L	451	445	444	168	168	173	76	76	78	220	213	218	
5	V	238	236	240	78	75	75	145	135	138	218	218	218	159.75
	L	329	322	329	78	83	85	49	51	41	152	152	149	
6	V	460	459	468	192	192	193	229	231	230	444	448	441	320.1667
	L	451	450	459	167	166	168	168	165	167	446	444	446	
7	V	287	281	270	69	68	64	136	137	139	379	379	376	218.1667
	L	342	340	350	144	148	142	136	134	141	259	256	259	
8	V	340	338	335	201	213	209	248	247	249	449	449	449	297.4167
	L	304	306	310	193	193	193	233	233	229	409	403	405	
9	V	226	210	206	99	101	100	239	233	237	481	480	481	246.7083
	L	271	271	272	114	112	113	215	215	215	346	344	340	
10	V	199	196	204	131	123	124	117	111	109	160	161	156	130.9167
	L	172	171	172	71	73	78	68	65	77	140	132	132	
BLOCO DE GESSO - index														
		A			B					C				
1	V	27	30	30	58	57	55	58	50	52	29	22	24	44.25
	L	27	27	32	106	110	112	21	19	21	29	28	38	
2	V	95	96	96	28	25	26	48	56	55	81	79	77	64.08333
	L	121	119	120	48	50	51	48	42	38	52	41	46	
3	V	91	94	95	72	67	68	110	108	109	50	53	54	75.625
	L	95	95	94	88	80	73	62	67	70	38	41	41	
4	V	67	68	69	62	61	49	69	61	66	67	66	67	67.70833
	L	97	90	92	80	68	76	75	70	83	40	40	42	
5	V	54	50	57	123	120	121	135	121	115	64	61	64	78.54167
	L	70	69	71	72	76	74	67	77	70	55	43	56	
6	V	58	56	55	35	34	37	42	37	38	41	42	48	47.41667
	L	49	46	48	59	60	60	66	65	60	31	36	35	
7	V	77	77	79	23	25	28	44	40	41	68	69	71	58.5
	L	41	39	46	55	56	52	75	72	72	86	82	86	
8	V	141	143	146	34	33	38	68	73	78	196	194	195	107.9583
	L	178	172	171	77	77	70	51	54	54	117	117	114	
9	V	74	65	69	36	40	38	72	66	72	172	173	174	99.95833
	L	82	80	80	83	85	92	160	153	155	125	125	128	
10	V	120	110	107	55	51	50	47	44	48	72	69	69	69.45833
	L	106	103	107	57	55	66	63	67	71	47	39	44	

DESTORQUE DO PARAFUSO							
		Ncm					
Condição	Estruturas	A	B	C	Média	geral	DP
ANTES / MATRIZ	1	4.9	7.2	6	6.033333	5.823333	1.036262
	2	9	5.3	6.3	6.866667		
	3	5.4	2.9	5.1	4.466667		
	4	6.3	3.3	2.8	4.133333		
	5	6.1	5	7	6.033333		
	6	8	7.3	6.8	7.366667		
	7	6.7	2.4	5.7	4.933333		
	8	7.5	3.9	6.2	5.866667		
	9	5.2	5.1	7.5	5.933333		
	10	7.5	6.6	5.7	6.6		
ANTES / BLOCO	1	4.1	8.4	6.3	6.266667	7.453333	0.932698
	2	6	7.8	6.6	6.8		
	3	9.1	8.5	7.9	8.5		
	4	4.3	8.3	9.2	7.266667		
	5	8.8	9.5	6.7	8.333333		
	6	5.1	7.7	8.4	7.066667		
	7	8.9	8.1	9.5	8.833333		
	8	6.5	6.6	7.1	6.733333		
	9	6.4	6.3	6.8	6.5		
	10	8.9	7.9	7.9	8.233333		
DEPOIS / MATRIZ	1	5.5	5.1	8	6.2	7.09	0.62953
	2	7.1	8.1	7.1	7.433333		
	3	7.3	6.8	7.9	7.333333		
	4	5.7	6.5	6.8	6.333333		
	5	7.9	8.8	7.6	8.1		
	6	6.4	5.8	7.2	6.466667		
	7	6.2	7.1	7.7	7		
	8	7.9	7.7	5.8	7.133333		
	9	7.7	5.1	8.3	7.033333		
	10	9.1	7	7.5	7.866667		
DEPOIS / BLOCO	1	7.8	7.3	8.2	7.766667	8.116667	0.619886
	2	8.1	7.7	8.2	8		
	3	8.2	9.1	9.9	9.066667		
	4	7.8	7.9	8.7	8.133333		
	5	5.4	6.5	8.4	6.766667		
	6	8.1	7.9	8	8		
	7	8.5	8.2	7.9	8.2		
	8	8.2	8.4	9.6	8.733333		
	9	7.9	8.4	7.6	7.966667		
	10	9.2	8.5	7.9	8.533333		

1A	1B	2A	2B	
6	6.2	6.2	7.7	
6.8	7.4	6.8	8	
4.4	7.3	8.5	9	
4.1	6.3	7.2	8.1	
6	8.1	8.3	6.7	
7.3	6.4	7	8	
4.9	7	8.8	8.2	
5.8	7.1	6.7	8.7	
5.9	7	6.5	7.9	
6.6	7.8	8.2	8.5	
1A	1B	2A	2B	
5.78	7.06	7.42	8.08	
0.981631295	0.596992	0.889719	0.592959	
16.95	8.3	11.85	7.3	
FONTES DE VARIAÇÃO GL		SQ	QM	
Tratamentos		3	28.059	9.353
Blocos		9	5.721	0.636
Erro		27	18.911	0.7
F (tratamentos) =		13.3537		
p (tratamentos) =		0.0001		
F (blocos) =		0.9076		
p (blocos) =		0.5332		
Médias (tratamentos):				
Média (Coluna 1) =		5.78		
Média (Coluna 2) =		7.06		
Média (Coluna 3) =		7.42		
Média (Coluna 4) =		8.08		
Tukey		Q	(p)	
Médias (1 a 2) =		4.8365	< 0.05	
Médias (1 a 3) =		6.1968	< 0.01	
Médias (1 a 4) =		8.6907	< 0.01	
Médias (2 a 3) =		1.3603	> 0.05	
Médias (2 a 4) =		3.8541	> 0.05	
Médias (3 a 4) =		2.4938	> 0.05	

Dados do Capítulo 2

	Força de Destorqe				Força de destorque		
	15µm	150µm	300µm		15µm	150µm	300µm
T1	7.4	6.6	6.8	média	7.36	6.905	6.525
T2	7.46	7.3	6.56	DP	0.217715	0.25313	0.183507
T3	7.58	6.9	6.44				
T4	7	6.82	6.3				

Anova 1 critério e Teste de Tukey			
FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM
Tratamentos	2	1.398	0.699
Erro	9	0.581	0.065
F =	10.8369		
(p) =	0.0044		
Média (Coluna 1) =	7.36		
Média (Coluna 2) =	6.905		
Média (Coluna 3) =	6.525		
Tukey:	Q	(p)	
Médias (1 a 2) =	3.5831	> 0.05	
Médias (1 a 3) =	6.5756	< 0.01	
Médias (2 a 3) =	2.9925	> 0.05	

força de destorque											
15 micrometros				150 micrometros				300 micrometros			
t1	t2	t3	t4	t1	t2	t3	t4	t1	t2	t3	t4
7.6	7	7.9	7.6	5.9	7.4	6.2	5.9	6.2	6.9	6.5	7.1
7.9	7.8	8.1	6.9	6.2	7.2	7.3	7.8	6.8	6.5	6.8	6.1
7.4	8.1	7.8	7.4	6.6	6.8	7.3	6.6	6.6	6.2	6	5.8
7.7	7	7.3	6.7	7.8	7.6	7.8	7.7	7.3	6.4	6.2	5.8
6.4	7.4	6.8	6.4	6.5	7.5	5.9	6.1	7.1	6.8	6.7	6.7
FONTES D	GL	SQ	QM	FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM	FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM
Tratamen	3	0.948	0.316	Tratamentos	3	1.282	0.427	Tratamentos	3	0.674	0.225
Erro	16	4.42	0.276	Erro	16	8.268	0.517	Erro	16	2.864	0.179
F =	1.1439			F =	0.8266			F =	1.2542		
(p) =	0.362			(p) =	0.5006			(p) =	0.3233		

força de destorqu											
15	150	300			15	150	300				
t1	t1	t1			t2	t2	t2				
7.6	5.9	6.2			7	7.4	6.9				
7.9	6.2	6.8			7.8	7.2	6.5				
7.4	6.6	6.6			8.1	6.8	6.2				
7.7	7.8	7.3			7	7.6	6.4				
6.4	6.5	7.1			7.4	7.5	6.8				
FONTES D	GL	SQ	QM		FONTES DE VARIAÇ	GL	SQ	QM			
Tratament	2	1.7333	0.867		Tratamentos	2	2.3053	1.153			
Blocos	4	1.967	0.492		Blocos	4	0.109	0.027			
Erro	8	2.253	0.282		Erro	8	1.575	0.197			
F (tratame	3.0769				F (tratamentos) =	5.8561					
p (tratame	0.1014				p (tratamentos) =	0.0269					
F (blocos)	1.7456				F (blocos) =	0.1389					
p (blocos)	0.2325				p (blocos) =	0.9608					
					Médias (tratamentos):						
					Média (Coluna 1) =	7.46	0.487852				
					Média (Coluna 2) =	7.3	0.478714				
					Média (Coluna 3) =	6.56	0.556776				
					Tukey	Q	(p)				
					Médias (1 a 2) =	0.8064	> 0.05				
					Médias (1 a 3) =	4.5361	< 0.05				
					Médias (2 a 3) =	3.7296	> 0.05				
15	150	300			15	150	300				
t3	t3	t3			t4	t4	t4				
7.9	6.2	6.5			7.6	5.9	7.1				
8.1	7.3	6.8			6.9	7.8	6.1				
7.8	7.3	6			7.4	6.6	5.8				
7.3	7.8	6.2			6.7	7.7	5.8				
6.8	5.9	6.7			6.4	6.1	6.7				
FONTES D	GL	SQ	QM		FONTES DE VARIAÇ	GL	SQ	QM			
Tratament	2	3.2893	1.645		Tratamentos	2	1.3213	0.661			
Blocos	4	1.409	0.352		Blocos	4	0.549	0.137			
Erro	8	2.771	0.346		Erro	8	4.919	0.615			
F (tratame	4.7488				F (tratamentos) =	1.0745					
p (tratame	0.0433				p (tratamentos) =	0.3876					
F (blocos)	1.0173				F (blocos) =	0.2234					
p (blocos)	0.4543				p (blocos) =	0.9165					
					Médias (tratamentos):						
					Média (Co	7.58	0.526308				
					Média (Co	6.9	0.571548				

	carga				Desajuste Marginal		
	15µm	150µm	300µm		15µm	150µm	300µm
T1	62.8	226.2667	223.7	média	64.38333333	221.1917	203.2583
T2	65.46667	231.4667	206.4	DP	1.126614068	9.562906	16.29411
T3	64.6	217.0667	198.2				
T4	64.66667	209.9667	184.7333				

carga			
FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM
Tratamentos	2	58928.965	29464.48
Erro	9	1074.649	119.406
F =	246.7599		
(p) =	0		
Média (Coluna 1) =	64.3833		
Média (Coluna 2) =	221.1917		
Média (Coluna 3) =	203.2583		
Tukey:	Q	(p)	
Médias (1 a 2) =	28.7003	< 0.01	
Médias (1 a 3) =	25.418	< 0.01	
Médias (2 a 3) =	3.2823	> 0.05	

geração de cargas															
15 micrometros				150 micrometros				300 micrometros							
T1	T2	T3	T4	T1	T2	T3	T4	T1	T2	T3	T4				
Média	Média	Média	Média	Média	Média	Média	Média	Média	Média	Média	Média				
68	63.66667	63.16667	65	247.6666667	262.6667	241.6667	241.3333333	203.3333333	199.6667	193.1667	190.6667				
62.5	65.5	63.16667	63.16667	233	224.3333	212.5	210	246.3333333	223.5	221.6667	188.5				
65.16666667	65.33333	64.5	64	279.8333333	272.6667	251	226.6666667	245.5	217	213.6667	213				
51.16666667	65.83333	66.16667	64.16667	190.3333333	202.1667	189.6667	182.1666667	209.1666667	186.1667	178.8333	163.8333				
67.16666667	67	66	67	180.5	195.5	190.5	189.6666667	214.1666667	205.6667	183.6667	167.6667				
FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM	FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM	FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM				
Tratamentos	3	19.0389	6.346	Tratamentos	3	1371.738	457.246	Tratamentos	3	3982.471	1327.49				
Blocos	4	53.631	13.408	Blocos	4	15998.59	3999.648	Blocos	4	4587.519	1146.88				
Erro	12	156.281	13.023	Erro	12	1315.464	109.622	Erro	12	954.925	79.577				
F (tratamentos) =	0.4873			F (tratamentos) =	4.1711			F (tratamentos) =	16.6818						
p (tratamentos) =	0.7005			p (tratamentos) =	0.0304			p (tratamentos) =	0.0003						
F (blocos) =	1.0295			F (blocos) =	36.4858			F (blocos) =	14.4122						
p (blocos) =	0.4324			p (blocos) =	0			p (blocos) =	0.0003						
Médias (tratamentos):				Médias (tratamentos):				Médias (tratamentos):							
Média (Coluna 1) =	64.3833			Média (Coluna 1) =	226.2667			Média (Coluna 1) =	223.7						
Média (Coluna 2) =	221.1917			Média (Coluna 2) =	231.4667			Média (Coluna 2) =	206.4						
Média (Coluna 3) =	203.2583			Média (Coluna 3) =	217.0667			Média (Coluna 3) =	198.2						
Média (Coluna 4) =	209.9667			Média (Coluna 4) =	209.9667			Média (Coluna 4) =	184.7333						
Teste t (LSD)	t	(p)		Teste t (LSD)	t	(p)		Teste t (LSD)	t	(p)					
Médias (1 e 2) =	0.785	0.4475		Médias (1 e 2) =	3.066	0.0097		Médias (1 e 2) =	3.84	0.0023					
Médias (1 e 3) =	1.389	0.1899		Médias (1 e 3) =	4.52	0.0007		Médias (1 e 3) =	6.907	0					
Médias (1 e 4) =	2.462	0.0299		Médias (1 e 4) =	2.175	0.0503		Médias (1 e 4) =	1.453	0.1717					
Médias (2 e 3) =	2.175	0.0503		Médias (2 e 4) =	3.247	0.007		Médias (2 e 3) =	3.84	0.0023					
Médias (2 e 4) =	3.247	0.007		Médias (3 e 4) =	1.072	0.3047		Médias (2 e 4) =	2.387	0.0343					
Médias (3 e 4) =	1.072	0.3047													

Dados do Capítulo 3

Cargas Máximas (Newtons)		
grupos	carga axial máxima	carga de flexão máxima
MIN	25.69666483	6.076093564
100B	65.23904339	1.268204741
300B	113.3735724	6.761289987
100A	96.75768294	2.376597548
300A	142.9588202	7.136403729

Tensão Axial (Newtons)			
grupos	Pilares		
	A (distal)	B (central)	C (distal)
MIN	25.09549	-27.5839	24.41064
100B	-24.0746	107.7495	-63.893
300B	-32.4542	199.7348	-107.932
100A	55.34065	-140.404	94.52839
300A	87.40083	-211.116	130.3593

Tensão Axial (Newtons)				
grupos	Pilares			
	A (distal)	B (central)	C (distal)	
MIN	25.09549	27.58386	24.41064	25.69666
100B	24.07463	107.7495	63.893	65.23904
300B	32.45425	199.7348	107.9317	113.3736
100A	55.34065	140.404	94.52839	96.75768
300A	87.40083	211.1163	130.3593	142.9588

Tensão de Flexão (Newtons)			
grupos	Pilares		
	A (distal)	B (central)	C (distal)
MIN	0.883263	-9.90137	-7.44364
100B	-1.02461	-1.20811	1.571892
300B	-9.22698	2.822493	8.234394
100A	-0.02746	5.074274	2.028063
300A	1.413561	15.25657	-4.73908

Tensão de Flexão (Newtons)				
grupos	Pilares			
	A (distal)	B (central)	C (distal)	
MIN	0.883263	9.901375	7.443643	6.076094
100B	1.024607	1.208114	1.571892	1.268205
300B	9.226983	2.822493	8.234394	6.76129
100A	0.027456	5.074274	2.028063	2.376598
300A	1.413561	15.25657	4.73908	7.136404

carga axial - desajuste padronizado 150 (B)				carga axial - desajuste padronizado 300 (B)			
localização				ESTRUTURAS			
peça 1				peça 1			
	A	B	C		A	B	C
força (N)	-28.3312	98.94385	-61.0707	força(N)	-26.1935	189.9912	-101.407
	-22.3425	104.5484	-61.2586		-36.3152	209.8695	-113.712
	-21.5502	119.7563	-69.3497		-34.8541	199.3437	-108.676
média	-24.0746	107.7495	-63.893	média	-32.4542	199.7348	-107.932
carga axial - desajuste padronizado 150 (A)				carga axial - desajuste padronizado 300 (A)			
ESTRUTURAS				ESTRUTURAS			
peça 1				peça 1			
	A	B	C		A	B	C
força(N)	53.97359	-134.606	89.65173	força(N)	81.93625	-199.43	120.8582
	55.98163	-142.791	96.62871		90.01279	-220	136.869
	56.06671	-143.815	97.30473		90.25345	-213.919	133.3508
média	55.34065	-140.404	94.52839	média	87.40083	-211.116	130.3593
carga axial - situação MIN							
ESTRUTURAS							
peça 1							
	A	B	C		A	B	C
força(N)	39.01799	-36.5802	19.57221				
	14.10569	-32.275	31.89738				
	22.16279	-13.8963	21.76234				
média	25.09549	-27.5839	24.41064				

carga de flexão - desajuste padronizado 150 (B)				carga de flexão - desajuste padronizado 300 (B)			
	ESTRUTURAS				ESTRUTURAS		
	peça 1				peça 1		
	A	B	C		A	B	C
força(N)	-1.66516	-0.18075	0.668101	força(N)	-10.5375	3.070283	8.072889
	-0.18483	-3.28936	2.047234		-9.71194	2.853757	7.663494
	-1.22383	-0.15424	2.000342		-7.4315	2.543437	8.9668
média	-1.02461	-1.20811	1.571892	média	-9.22698	2.822493	8.234394
carga de flexão - desajuste padronizado de 150 (A)				carga de flexão - desajuste padronizado 300 (A)			
	ESTRUTURAS				localização		
	peça 1				peça 1		
	A	B	C		A	B	C
força(N)	-1.08616	6.260604	1.746574	força(N)	1.429209	16.28559	-4.8683
	0.996362	4.762596	2.094765		1.148466	14.1759	-5.50292
	0.007427	4.199621	2.242849		1.663008	15.30822	-3.84602
média	-0.02746	5.074274	2.028063	média	1.413561	15.25657	-4.73908
carga de flexão - situação de desajuste aceitável							
	ESTRUTURAS						
	peça 1						
	A	B	C				
força(N)	0.310358	-10.9469	-13.4761				
	3.028181	-12.7724	-4.52717				
	-0.68875	-5.98481	-4.32764				
média	0.883263	-9.90137	-7.44364				