Hilmo Barreto Leite Falcão Filho

***“Avaliação da relação entre o desajuste vertical
em interfaces pilar / cilindro protético fundido
e sobrefundido e a perda de torque de
parafusos protéticos de titânio.”***

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

Hilmo Barreto Leite Falcão Filho

**“Avaliação da relação entre o desajuste vertical em interfaces pilar /
cilindro protético fundido e sobrefundido e a perda de torque de
parafusos protéticos de titânio”.**

Ribeirão Preto

2005

Hilmo Barreto Leite Falcão Filho

**“Avaliação da relação entre o desajuste vertical em interfaces pilar /
cilindro protético fundido e sobrefundido e a perda de torque de
parafusos protéticos de titânio”.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo como parte dos requisitos para a obtenção do título de mestre em Odontologia.
Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes

Ribeirão Preto

2005

FICHA CATALOGRÁFICA

Falcão-Filho, Hilmo Barreto Leite

Avaliação da relação entre o desajuste vertical em interfaces pilar / cilindro protético fundido e sobrefundido e a perda de torque de parafusos protéticos de titânio.

Ribeirão Preto, 2005.

143p : il. ; 30cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP – Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Antunes, Rossana Pereira de Almeida.

1. Prótese Dentária Fixada por Implante. 2. Falha de Prótese. 3. Torque.

Candidato : Hilmo Barreto Leite Falcão Filho

Título da Dissertação: “Avaliação da relação entre o desajuste vertical em interfaces pilar / cilindro protético fundido e sobrefundido e a perda de torque de parafusos protéticos de titânio”.

A Comissão Julgadora do trabalho de defesa de dissertação, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de concentração Reabilitação Oral, em sessão pública realizada em 15 / 12 / 2005, considerou o candidato:

Aprovado.

Banca Examinadora

1. Prof. Dr.: Rossana Pereira de Almeida Antunes

Titulação: Livre-docente

Instituição: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP

Assinatura: _____

2. Prof. Dr.: Francisco de Assis Mollo Júnior

Titulação: Livre-docente

Instituição: Faculdade de Odontologia de Araraquara

Assinatura: _____

3. Prof. Dr.: Wilson Matsumoto

Titulação: Doutor

Instituição: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP

Assinatura: _____

Dedicatória

Aos meus pais **Ana Maria e Ilmo**, que incondicionalmente me apoiaram desde o momento que comuniquei a decisão de lutar pela realização deste sonho. Sei que vocês não mediram esforços para que este trabalho se tornasse realidade e com uma gratidão infinita procurarei retribuir tudo o que fizeram por mim. Obrigado pela educação, compreensão, exemplo e amor que sempre me concederam. A educação tão valiosa pretendo transmiti-la aos meus filhos; a compreensão quando falhei me fez amadurecer e cada vez mais admirá-los; o exemplo de integridade, honestidade, bondade, caridade, felicidade e amizade são incontestáveis e procurarei imitá-los por toda a vida; e o amor de vocês é algo essencial para a minha vida que laços eternos justificam nossa união.

À **Paula Jacques** que apareceu em minha vida como uma dádiva Divina, participou integralmente de todos os momentos felizes e dificuldades durante esta trajetória, sempre me animando e confortando, e com um Amor tão contagiante que me inspira cada vez mais. O exemplo de esforço e dedicação em sua missão é um exemplo que admiro e me dá forças para superar as dificuldades a cada dia.

Agradecimentos especiais

A Deus, essa força suprema que rege o Universo, por ter me possibilitado esta passagem pelo plano Terreno em condições tão favoráveis. Espero uma época poder lembrar de tudo com a consciência tranqüila por ter feito o máximo que pude.

Aos meus pais, por tudo que fizeram por mim em todos os momentos de minha vida e pelo que representam.

À minha família, sou muito grato pelo seu companheirismo. Apesar da distância estamos mentalmente ligados e sinto de vocês a vibração positiva que certamente muito me fortalece. Miguel, Carlos Eurico e André, nossa fraternidade me conforta e fortalece. Lívia, Jéssica, Natália e Ilana, vocês me enchem de alegria. Alexandra, Ana e Flávia, obrigado por todo o carinho que me dedicam. Espero em breve estar de volta e aproveitar o convívio com vocês. Um dos maiores aprendizados que estou tendo com a distância é que vocês são essenciais.

À Paula que demonstra a cada dia ser uma companheira tão amável e atenciosa. Muito obrigado por estar ao meu lado, me fortalecendo e alegrando a minha vida. Além de tudo, muito me ajudou na redação deste trabalho.

À Gabi que me recebeu em sua vida de uma forma tão especial. A sua alegria e simpatia contagiante sempre me ajudou neste tempo de convivência. Obrigado pela sua compreensão e amizade.

À Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes que me recebeu como orientado, me possibilitando esta extraordinária oportunidade de trabalharmos juntos, e dando este voto de confiança. Sua forma de conduzir a orientação, tranqüilidade, competência, amizade, sinceridade e honestidade são virtudes louváveis e muito me orgulha trabalhar ao seu lado. A sua alegria torna o trabalho saudável e prazeroso. Obrigado pela compreensão, exemplo e amizade que foram fundamentais para o meu crescimento neste período. Além de tudo tenho grande admiração por sua família e espero que nossa amizade ultrapasse as “fronteiras” da Universidade e do Estado de São Paulo. Como Orientadora e amiga, é parte fundamental do meu crescimento profissional e pessoal. Obrigado por tudo.

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro pela oportunidade de trabalharmos juntos e desfrutar do seu generoso e grandioso gesto de compartilhar conhecimento. A minha admiração pelo grande profissional que é, sua integridade, generosidade e companheirismo me motivaram a procurar sua ajuda. Sempre solícito, não me negou atenção nem mediu esforços para a realização deste trabalho. Mentor intelectual e responsável pela aquisição da maior parte dos materiais utilizados nesta pesquisa, acompanhou passo a passo o seu desenvolvimento e com seu conhecimento incontestável promoveu essenciais discussões sobre o tema. Não tenho palavras para expressar a minha gratidão. Espero poder trabalharmos novamente em outras oportunidades e retribuir o voto de confiança com muito trabalho e minha sincera amizade. Muito obrigado.

Agradecimientos

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, FORP, da Universidade de São Paulo, USP, na pessoa de sua diretora Profa. Dra. Marisa Semprini.

Ao Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, representado pelo Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro, e pelos demais brilhantes professores e funcionários, pela oportunidade de cursar o mestrado e permitir o uso dos seus equipamentos em suas instalações.

À Profa. Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos, que de forma competente conduziu a pós-graduação independente das dificuldades, e sempre me atendeu gentilmente.

À Empresa NEODENT® pela doação dos materiais indispensáveis ao desenvolvimento desta pesquisa.

Ao Gustavo Augusto Seabra Barbosa, grande amigo desde que cheguei à Ribeirão Preto, não mediu esforços em me ajudar pois além de indicar a minha participação neste projeto, participou efetivamente da execução do experimento em jornadas cansativas de viagens à Uberlândia, onde generosamente me acolheu, além de discutir com coerência, detalhes do estudo e contribuir valiosamente na redação final. Que nossa grande amizade se fortaleça a cada “copo de cerveja”.

À Érica Miranda Torres, grande amiga desde que cheguei a Ribeirão Preto, sempre solícita, nunca me negou ajuda, e como uma profissional dedicadíssima e competente é um exemplo a ser seguido. Tenho orgulho e uma grande satisfação por esta amizade que não tenho dúvidas já ultrapassou as fronteiras da pós-graduação. Desfrutar de uma amizade sincera é uma dádiva Divina.

Ao Sérgio Rocha Bernardes, grande amigo, que participou efetivamente da parte experimental, e também sempre solícito nunca me negou ajuda, sendo fundamental a sua contribuição nesta pesquisa. Espero poder trabalharmos novamente durante o Doutorado.

Ao Cássio de Barros Pontes, primeiro grande amigo em Ribeirão Preto, prontamente me recebeu em sua casa e me apresentou à FORP. Um grande exemplo de dedicação, esforço e competência, me orgulha pois é meu precursor e desempenha brilhantemente o seu papel. Obrigado pela sua generosidade e amizade. Espero algum dia retribuir tudo o que tem feito por mim.

À Karina, que junto com o Cássio tanto me ajuda e me gratifica com sua amizade.

Ao Paulo Simamoto Júnior que contribuiu valiosamente com a realização das imagens de Microscopia Eletrônica de Varredura. Muito solícito, não mediu esforços na execução dessa parte do experimento, e mesmo com o tempo

limitado, muitas vezes sem almoçar, dedicava seu tempo para a realização deste trabalho.

Ao Luiz Sérgio Soares, “Serginho”, que atenciosamente, pacientemente e criteriosamente elaborou o dispositivo para a marcação dos parafusos. Sua contribuição foi fundamental.

À Ana Paula Macedo que gentilmente me recebeu nos laboratórios, sempre ajudando quando necessário, principalmente prestando assessoria na manipulação dos equipamentos. Sua contribuição foi extremamente valorosa e graças a ela pudemos enriquecer o trabalho.

Ao José “Godoy” Filho que gentilmente contribuiu em parte da inclusão dos corpos-de-prova.

Ao Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves que gentilmente cedeu o torquímetro digital.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, UFU, pela colaboração na parte experimental deste trabalho, cedendo o microscópio Mitutoyo.

Ao NAP/MEPA (Núcleo de Apoio à Pesquisa / Microscopia Eletrônica Aplicada à Pesquisa Agropecuária), da ESALQ/USP, pela louvável abertura aos pesquisadores

que lá ingressam, permitindo o uso dos microscópios eletrônicos. A oportunidade de desenvolvimento de pesquisa com seus equipamentos em suas instalações, nos faz acreditar que apesar das dificuldades financeiras da pesquisa no Brasil ainda existem pesquisadores que se dedicam à ciência sem vaidades.

Ao Prof. Kitajima pela abertura e oportunidade de realizarmos cursos de microscopia e sempre solícito nos ajudar na obtenção das imagens.

Ao Laboratório de Projetos Mecânicos do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia – UFU, pelo empréstimo da base do torquímetro.

Ao Amigo Prof Dr. Rogério Margonar que prontamente me recebeu em Araraquara desde minha chegada. Abriu as portas do seu consultório para o meu aprendizado e como um grande amigo me ajudou sempre que precisei. Desprovido de vaidades como poucos que conheci, sempre compartilhou seus valiosos conhecimentos, sendo responsável por grande parte de meus conhecimentos em prótese. Como um dos maiores incentivadores dessa minha jornada, vejo-o como exemplo a seguir e devo-lhe eterna gratidão.

Ao amigo Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior quem primeiro abriu as “portas” da Faculdade de Odontologia de Araraquara para mim, não negou ajuda em nenhum momento e sempre conveniente me orientou os caminhos da pós-graduação. Grande incentivador da minha jornada, é um exemplo a ser seguido.

Tenho um grande respeito pelo excelente profissional que é e pelo grande caráter. É responsável por boa parte da bagagem científica que carrego hoje. Sua alegria e amizade foram fundamentais desde que cheguei à Araraquara.

Ao amigo Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla “genialmente” solícito, não negou ajuda desde o primeiro momento que o procurei. Ser humano de virtudes raras, é um exemplo de convivência agradável. Extremamente simples me inspira a almejar meus objetivos sem jamais deixar a vaidade me consumir. Excelente Professor foi parte fundamental do meu crescimento profissional e pessoal.

À amiga Profa. Dra. Lígia Antunes que me recebeu como estagiário na disciplina de Prótese Parcial Fixa, depositando confiança. A oportunidade que proporcionou, muito me ajudou por compartilhar seus conhecimentos e sua simpatia tornou a convivência essencialmente agradável.

Ao Prof. Dr. Luis Antonio Boreli Barros pela convivência agradável na APCD de Araraquara. Dotado de grande capacidade didática, é um estímulo para melhorarmos nossas aulas.

Aos colegas de Mestrado: Cássio Nascimento, João Paulo, Luiz Ricardo Menani, Rodrigo Tiossi, Paola, Flaviane, Francine, Rodrigo Edson, Karla, Daniela, Adriana, Marco Fiori, Fernando. A convivência com vocês estará para sempre em minha memória.

Aos amigos Edson Volta e Ricardo Antunes que prontamente me receberam no LIPEM, sempre oferecendo ajuda e ajudando concretamente sempre que precisei. Companhias extremamente agradáveis, tenho a satisfação de saber que acima de tudo conseguimos construir uma grande amizade.

À Ana Paula Xavier que me recebeu carinhosamente e sempre me ajudou desde que cheguei à FORP. Tenho alegria de saber que nesse pouco tempo de convívio tenho mais uma amiga fiel.

À Rejane Tirado que, sempre paciente, muito contribuiu para o desenrolar dos trâmites burocráticos do curso e generosamente transmitiu informações importantes.

Às excelentes funcionárias Isabel e Rejane da secção de Pós-graduação que sempre muito simpáticas e atenciosas me ajudaram quando necessitei.

À Suely e Zilda que tornaram os dias de trabalho na Clínica de Pós-Graduação mais agradáveis e prazerosos.

Aos colegas de pós-graduação Ricardo Silva e Fábio Téche que também me receberam em sua casa quando vim realizar o concurso, e desde lá só consolidamos nossa amizade.

Aos amigos Rodrigo Rêgo, Helano Carioca, Káthia Regina. Tenho tranquilidade em saber que nossa amizade irá transpor as barreiras da distância que o destino providenciou, e como irmãos que estiveram e estarão presentes nos momentos mais importantes da minha vida ainda compartilharemos muitos momentos felizes.

Ao amigo Maurício Ribeiro Costa, pela sua amizade. Combatente incansável, contribuiu de forma ímpar para que esta fase longe da família e dos amigos de Fortaleza se tornasse mais agradável. Grande amigo desde Araraquara, sempre nos divertimos contando bobagens e curtindo um bom samba e algumas “geladas”.

Ao amigo Rinaldo Parente Teles, “Rinaldin”. Companhia extremamente agradável desde Fortaleza, tive a grata satisfação de dividir um lar em Araraquara. Exemplo de luta, me inspira vê-lo chegar onde chegou. Sua companhia foi extremamente importante.

A todos os Amigos de Araraquara que deixaram saudades do convívio agradável: Adriano, Darlon, Cris, Carol, Marina, Vítor Gustavo, Luis Henrique, Flamarion e muitos outros.

À Silvia que me recebeu no Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araraquara de uma forma muito e especial. Grande amiga guardo boas lembranças de agradável convivência.

Aos Amigos de Fortaleza que apesar da distância fazem parte das minhas lembranças saudáveis nos dias de solidão e que quando estou em casa me ajudam a recarregar a “bateria”.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia de Araraquara: Marta, João Victor, Júnior, Cláudio, “Mané”, Malu, Inês, Cida, Adelaide e outros. Vocês fazem parte dessa fase da minha vida, de uma forma muito especial que talvez não imaginem.

Certamente essas palavras não expressam toda a minha gratidão a vocês, mas esse sentimento se revela em pequenos atos. Sempre lembrarei de vocês com muito carinho e espero contribuir com vocês em algum momento de suas vidas.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE FABRICANTES DOS MATERIAIS UTILIZADOS

RESUMO

1	INTRODUÇÃO.....	32
2	REVISÃO DA LITERATURA	38
2.1	Perda de torque.....	38
2.2	Desajustes em próteses sobre implantes.....	57
3	PROPOSIÇÃO.....	67
4	MATERIAL E MÉTODO.....	69
4.1	Obtenção dos corpos-de-prova.....	70
4.1.1	Enceramento.....	70
4.1.2	Inclusão.....	73
4.1.3	Fundição.....	74
4.1.4	Desinclusão.....	76
4.1.5	Acabamento.....	76
4.1.6	Marcação dos parafusos protéticos.....	77
4.2	Registro dos torques de aperto.....	78
4.3	Registro dos desajustes verticais.....	81
4.4	Registro dos torques de desaperto.....	82
4.5	Registro de imagens de microscopia eletrônica de varredura..	83
4.5.1	Registro inicial.....	83
4.5.2	Registro final.....	84

4.6	Registro de imagens de microscopia óptica.....	85
4.7	Análise estatística.....	87
5	RESULTADOS.....	88
5.1	Perda de torque.....	89
5.2	Desajustes verticais.....	96
5.3	Imagens de microscopia eletrônica de varredura.....	102
5.4	Imagens de microscopia óptica.....	103
6	DISCUSSÃO.....	110
7	CONCLUSÕES.....	127
ANEXO		129
REFERÊNCIAS		131
ABSTRACT		141

Lista de figuras

Figura	Descrição da figura	Página
Figura 1	Base para enceramento dos corpos-de-prova.	72
Figura 2	Enceramento inicial.	72
Figura 3	Moldagem do enceramento.	72
Figura 4	Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Ni-Cr e Ni-Cr-Ti.	75
Figura 5	Máquina de fundição Discovery Plasma.	75
Figura 6	Anel posicionado na máquina de fundição Discovery Plasma.	75
Figura 7	Corpos-de-prova após a desinclusão.	76
Figura 8	Todos os corpos-de-prova após o acabamento.	76
Figura 9	Dispositivo com o parafuso posicionado na base universal de torno para a marcação.	78
Figura 10	Parafuso sendo marcado com a ponta de aço carbono.	78
Figura 11	Corpo-de-prova parafusado à base de alumínio.	79
Figura 12	Corpo-de-prova estabilizado por uma placa de vidro.	81
Figura 13	Corpo-de-prova posicionado para o registro do torque.	81
Figura 14	Microscópio óptico TM (<i>Mitutoyo</i>) da Faculdade de Odontologia de Uberlândia.	81
Figura 15	Microscópio Eletrônico de Varredura de pressão variável LEO 435 VP do NAP / MEPA – ESALQ / USP.	86
Figura 16	Plataforma com os <i>stubs</i> posicionados para a inserção na câmara do MEV.	86

Figura 17	Microscópio óptico Neophot 30 com câmera digital GKB acoplada, do laboratório de Laser e Corrosão do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP / USP.	86
Figura 18	Imagem capturada e visualizada no monitor do microcomputador acoplado à câmera digital.	86
Figura 19	Distribuição gráfica das médias das perdas de torque (%) e desvios-padrões de todos os grupos: G1 - cilindro calcinável + fundição Ni-Cr; G2 - cilindro tilite + fundição tilite; G3 - cilindro calcinável + fundição tilite; G4 – cilindro tilite + fundição Ni-Cr.	92
Figura 20	Representação gráfica dos valores das médias e desvios-padrões da perda do torque (%) dos grupos G1 + G3 (cilindros calcináveis) x G2 + G4 (cilindros Tilite).	95
Figura 21	Representação gráfica dos valores das médias e desvios- padrões da perda do torque dos grupos G1 + G4(liga Ni-Cr) x G2 + G3(liga Tilite).	95
Figura 22	Distribuição gráfica das médias e erros-padrões dos valores dos desajustes verticais (μm) de cada grupo.	98
Figura 23	Representação gráfica dos valores das médias e erros-padrões dos desajustes (μm) entre G1 + G3 (cilindro calcinável) x G2 + G4 (cilindro Tilite).	101
Figura 24	Representação gráfica dos valores das médias e erros-padrões dos desajustes (μm) entre G1 + G4 (liga Ni-Cr) x G2 + G3 (liga Tilite).	101
Figura 25	Colo do parafuso do corpo-de-prova 5 do grupo 1 antes (A) e após (B) o torque (magnificação de 300 x).	104
Figura 26	Parafuso do corpo-de-prova 6 do grupo 1 antes (A) e após (B) o torque (magnificação de 140 x).	104

Figura 27	Parafuso do corpo-de-prova 7 do grupo 1 antes (A) e após (B) o torque (magnificação de 140 x).	104
Figura 28	Duas roscas mais próximas do colo do parafuso do corpo-de-prova 1 do grupo 3 antes (A) e após (B) o torque (magnificação de 500x).	105
Figura 29	Parafuso do corpo-de-prova 10 do grupo 3 antes (A) e após (B) o torque (magnificação de 140x).	105
Figura 30	Parafuso do corpo-de-prova 6 do grupo 4 antes (A) e após (B) o torque (magnificação de 140x).	106
Figura 31	Duas roscas mais próximas do colo do parafuso do corpo-de-prova 1 do grupo 4 antes (A) e após (B) o torque (magnificação 500x).	106
Figura 32	Cilindro calcinável antes da fundição: visão inferior – área que entra em contato com o pilar (A – x 10) e interna - dentro da câmara de acesso do parafuso (B – x 25). Corpo-de-prova 4 do grupo 3.	107
Figura 33	Cilindro Tilite antes da fundição: visão inferior – área que entra em contato com o pilar (A – x 10) e interna - dentro da câmara de acesso do parafuso (B – x 25). Corpo-de-prova 3 do grupo 4.	107
Figura 34	Cilindro calcinável antes (A – x 25) e após (B – x 25) a fundição: visão inferior – área que entra em contato com o pilar . Corpo-de-prova 1 do grupo 3.	107
Figura 35	Cilindros fundidos: visão inferior – área que entra em contato com o pilar. Corpo-de-prova 6 do grupo 1 (A – x 10) e corpo-de-prova 6 do grupo 3 (B – x 12,5).	108
Figura 36	Cilindros fundidos: visão inferior – área que entra em contato com o pilar. Corpo-de-prova 4 do grupo 2 (A – x 20) e corpo-de-prova 5 do grupo 4 (B – x 12,5).	108

Figura 37	Borda lateral dos corpos-de-prova. Corpo-de-prova 8 do grupo 2 (A – x 10) e corpo-de-prova 10 do grupo 1 (B – x 12,5).	108
Figura 38	Visão interna da câmara de acesso ao parafuso com defeito de fundição (A – x 25) e com desvio da posição do parafuso (B – x 25). Corpo-de-prova 3 do grupo 1.	109
Figura 39	Visão interna de um parafuso em posição normal (A – x 25). Corpo-de-prova 1 do grupo 2.	109
Figura 40	Visão externa das interfaces pilar / implante sem desajuste vertical (1) e pilar / prótese com desajuste vertical (2). Corpo-de-prova 3 do grupo 1 (x 10).	109
Figura 41	Visão das interfaces parafusadas. Corpo-de-prova 3 do grupo 4 (x 10).	109
Figura 42	Visão das interfaces parafusadas. Corpo-de-prova 6 do grupo 1 (x 10).	109

Lista de tabelas

Tabela	Descrição	Página
Tabela 1	Valores dos torques (Ncm) de aperto (Ta) e desaperto (Td) de cada corpo-de-prova dos grupos: G1 - cilindro calcinável + fundição Ni-Cr; G2 - cilindro tilite + fundição tilite; G3 - cilindro calcinável + fundição tilite; G4 – cilindro tilite + fundição Ni-Cr.	89
Tabela 2	Percentual (%) da perda de torque obtido em todos os corpos-de-prova de todos os grupos: G1 - cilindro calcinável + fundição Ni-Cr; G2 - cilindro tilite + fundição tilite; G3 - cilindro calcinável + fundição tilite; G4 – cilindro tilite + fundição Ni-Cr.	91
Tabela 3	Resultados do Teste <i>T</i> ($p \leq 0,05$) para os valores de perdas de torque – comparações entre os grupos com distribuição de valores normal.	93
Tabela 4	Resultados do Teste <i>Mann-Whitney</i> ($p \leq 0,05$) para os valores de perdas de torque.	93
Tabela 5	Valores das médias das leituras (μm) em cada face (M - mesial, D – distal, V – vestibular, L – lingual) de cada corpo-de-prova.	96
Tabela 6	Valores das médias gerais (médias $M+D+V+L / 4$) dos desajustes (μm) de cada corpo-de-prova.	97
Tabela 7	Resultado do Teste <i>T</i> ($p \leq 0,05$) para os valores de desajustes verticais – comparações entre os grupos com distribuição de valores normal.	98

Tabela 8	Resultados do Teste de <i>Mann-Whitney</i> ($p \leq 0,05$) para os valores de desajustes verticais.	99
Tabela 9	Todos os valores de desajustes (μm) – três leituras em cada face (M – mesial, D – distal, V – vestibular, L – lingual) por corpo-de-prova (0 a 9) de todos os grupos (G1, G2, G3 e G4).	130

Lista de fabricantes dos materiais utilizados

Fabricante	Local
Aalba Dent	Cordélia, CA, USA
3M/Espe	Seefeld, Germany
Bio-Art	São Carlos, SP, Brasil
Carl Zeiss	Jena, Alemanha
Dentaurum	Ispringen, Alemanha
EDG	São Carlos, SP, Brasil
GKB	Taiwan, Taiwan
Instruterm Instrumentos de Medição Ltda	São Paulo, SP, Brasil
Kerr	Orange, CA, USA
KG Sorensen	Barueri, SP, Brasil
LEO Electron Microscopy Ltd.	Cambridge, England
Mitutoyo	Nakatsugawa, Japan
Neodent® Implante Osseointegrável	Curitiba, PR, Brasil
Nevoni	São Paulo, SP, Brasil

PASOM	São Paulo, SP, Brasil
Polidental	São Paulo, SP, Brasil
Procind	Piracicaba, SP, Brasil
Refert	Hilzingen, Alemanha
SPSS Inc.	Chicago, Ill, USA
Talladium	Valencia, CA, USA
Vipi Flash	Pirassununga, SP, Brasil

Resumo

FALCÃO-FILHO, H. B. L. **Avaliação da relação do desajuste vertical em interfaces pilar / cilindro protético fundido e sobrefundido e a perda de torque de parafusos protéticos de titânio.** 2005. 143p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

Este estudo foi desenvolvido com o objetivo de avaliar os níveis de desajustes em interfaces pilar / cilindros protéticos obtidos a partir de cilindros calcináveis e pré-usinados fundidos em duas diferentes ligas metálicas, e a perda de torque em parafusos protéticos de titânio utilizados para fixar estas interfaces, analisando a relação entre estas variáveis. Os parafusos protéticos foram submetidos a análises de microscopia eletrônica de varredura antes e após o aperto. Os valores de torque foram aferidos por um torquímetro digital, os valores de desajustes registrados por um microscópio óptico e foram registradas imagens dos corpos-de-prova por uma câmera digital acoplada a outro microscópio óptico. Todos os valores de desajustes e perda de torque foram submetidos a testes de frequência e analisados pelos testes *T* e *Mann-Whitney* para comparação entre os grupos, e pelo teste *Spearman* para a verificação da correlação entre as variáveis. Os resultados evidenciaram diferenças estatisticamente significantes ($p \leq 0,05$) para os diferentes tipos de cilindros utilizados quanto ao desajuste ($p = 0,000$), e não foram evidenciadas diferenças estatísticas significantes ($p \leq 0,05$) entre os cilindros quanto à perda de torque ($p = 0,052$) nem entre as diferentes ligas quanto ao desajuste ($p = 0,615$) e perda de torque ($p = 0,811$). A análise estatística confirmou a correlação ($p \leq 0,05$) entre as variáveis desajuste e perda do torque (p

= 0,017). Foram verificadas alterações nas superfícies das roscas dos parafusos após o torque e defeitos de fundição em alguns cilindros protéticos, especialmente nos cilindros fundidos a partir de cilindros calcináveis. De acordo com os resultados, a metodologia empregada e as limitações deste estudo, concluiu-se que os cilindros pré-usinados proporcionam níveis de desajustes mais favoráveis do que os cilindros calcináveis, existe correlação entre os desajustes nas interfaces pilar / cilindro protético e perda de torque nos parafusos de titânio, e defeitos de fundição podem influenciar nos desajustes.

Palavras-chave: Prótese Dentária Fixada por Implante. Falha de Prótese. Torque.

Introdução

1 Introdução

O progresso no desenvolvimento dos materiais e técnicas utilizados em próteses sobre implantes é notável desde o início da era dos implantes osseointegráveis em meados da década de 1960, introduzida por Bränemark.

Atualmente existem diversas opções de componentes protéticos fabricados por uma grande quantidade de fabricantes pelo mundo. Para os reabilitadores é essencial o conhecimento das propriedades dos materiais por eles utilizados assim como o comportamento destes materiais na cavidade oral e o domínio da técnica para o seu uso.

Dentre as possibilidades de reabilitação com implantes, os protesistas podem restabelecer a estética e a função com próteses parafusadas ou cimentadas. Ambas as opções possuem suas vantagens e desvantagens, além de devidas indicações, portanto devem ser muito bem aplicadas.

A reversibilidade é a maior vantagem das restaurações parafusadas (McGlumphy et al.⁴⁷, 1998; Al Rafee et al.⁴, 2002), no entanto o afrouxamento dos parafusos, uma desvantagem bastante citada dessas restaurações (McGlumphy et al.⁴⁷, 1998; Winkler et al.⁶⁵, 2003) juntamente com a fratura dos parafusos são os mais sérios e prevalentes problemas em restaurações com implantes dentais (Jemt³³, 1991; McGlumphy et al.⁴⁷, 1998; Taylor⁵⁸, 1998; Aboyoussef¹, 2000; Martin et al.⁴⁴, 2001; Al Rafee et al.⁴, 2002; Winkler et al.⁶⁵, 2003).

Diversas vantagens das próteses reversíveis são proporcionadas pela retenção dos parafusos. A reversibilidade possibilita a avaliação individual de cada

implante, inspeção de tecidos moles, remoção de cálculo, e diversas modificações das próteses quando necessário. Além disso, futuras considerações nos tratamentos podem ser realizadas mais facilmente e envolvendo menos custo. Reparos em porcelana, alterações na cor da restauração e a criação de acessos adicionais para higienização tornam-se mais fáceis se a prótese puder ser facilmente desparafusada, porém todas essas vantagens e a diminuição dos problemas só ocorrem se o parafuso permanecer apertado quando em função (Jemt³³, 1991; McGlumphy et al.⁴⁷, 1998)

Junção parafusada significa a união de duas partes por um parafuso como é o caso das junções pilar / implante e pilar / cilindro protético (McGlumphy et al.⁴⁷, 1998). Os problemas mecânicos associados com tratamento protético sobre implantes envolvem estas junções (Al Rafee et al.⁴, 2002).

O parafuso é apertado através da aplicação de uma força chamada torque, a qual desenvolve uma força compressiva chamada pré-carga ((McGlumphy et al.⁴⁷, 1998; Hanses et al.²⁹, 2002; Cantwell; Hobkirk¹⁵, 2004). Torque é uma força mensurável conveniente para a obtenção de uma tensão desejada. Quando muito pequeno pode haver a separação da junção e desencadear falha por fadiga do parafuso ou afrouxamento. Quando muito grande pode causar falha do parafuso ou deformação das roscas (McGlumphy et al.⁴⁷, 1998).

Em oposição à força de união existem forças de separação que forçam o desencaixe da junção parafusada. A junção das partes é mantida enquanto a força de compressão de união é maior do que as forças de separação aplicadas (McGlumphy et al.⁴⁷, 1998), ou seja, o parafuso tende a desenroscar até uma

posição passiva quando a resistência friccional criada pela pré-carga é superada por cargas excêntricas (Cantwell; Hobkirk¹⁵, 2004).

A pré-carga de um parafuso é igual em magnitude à força de união e é determinada por alguns fatores: torque aplicado, liga metálica do parafuso, desenho da cabeça do parafuso, liga metálica do pilar, superfície do pilar e lubrificação (Binon⁷, 1996; Binon; Mchugh¹⁰, 1996; McGlumphy et al.⁴⁷, 1998; Aboyoussef et al.¹, 2000).

A mecânica dos sistemas parafusados é muito complexa e muito pouco se conhece a respeito da exata natureza da interface de união e das interações que ocorrem durante e após o procedimento de aperto (Cantwell; Hobkirk¹⁵, 2004).

Para assegurar uma função correta e prevenir sobrecarga, a conexão entre os componentes envolvidos na reabilitação sobre implantes deve ser mantida passiva e em íntimo contato (Al Rafee et al.⁴, 2002).

Outro problema constantemente abordado na literatura é o desajuste comum nas interfaces pilar / implante e pilar / cilindro protético (Goll²⁴, 1991; Millington; Leung⁴⁸, 1995; Binon⁸, 1996; Binon; McHugh¹⁰, 1996; Cheshire; Hobkirk²⁰, 1996; Jemt³⁴, 1996; Jemt et al.³⁵, 1996; Uludamar; Leung⁶¹, 1996; Rangert, Sullivan e Jemt⁵³, 1997; Byrne et al.¹⁴, 1998; Taylor⁵⁸, 1998; Carvalho et al.¹⁸, 2002; Costa et al.²², 2003; Hecker; Eckert³⁰, 2003). Diversos estudos têm citado este problema como fator importante na desestabilização da pré-carga das junções parafusadas, porém poucos trabalhos têm sido publicados com estudos relativos ao real efeito dos desajustes na perda de torque de parafusos protéticos (Binon⁸, 1996; Binon; McHugh¹⁰, 1996; Carr; Brunski; Hurley¹⁷, 1996; Rangert; Sullivan; Jemt⁵³, 1997).

Os desajustes podem ocorrer de diversas formas e em diversos locais das interfaces parafusadas. Entende-se por desajuste vertical a distância entre regiões marginais da restauração e do implante ou pilar calculada na direção de inserção da restauração (Holmes et al.³¹, 1989)

Defeitos de fundição e pré-carga insuficiente podem gerar desajustes nas interfaces parafusadas. Os defeitos de fundição podem impedir o correto assentamento da prótese sobre pilares ou sobre os implantes além de dificultar a obtenção de pré-carga satisfatória. A pré-carga insuficiente pode facilitar o desaperto dos parafusos quando a prótese é submetida à cargas funcionais e conseqüentemente gerar desajustes (Rangert; Sullivan; Jemt⁵³, 1997).

Os desajustes em interfaces parafusadas além de facilitar o acúmulo de placa bacteriana (O'Mahony et al.⁵¹, 2000), o que pode comprometer a saúde perimplantar, também pode ser fator preponderante na perda de torque dos parafusos protéticos ou dos pilares. O estresse gerado pelos desajustes nos parafusos e nas infraestruturas pode levá-los a falhar (Weinberg⁶³, 1993; Millington; Leung⁴⁸, 1995; Binon⁷, 1996; Binon; McHugh¹⁰, 1996; Taylor⁵⁸, 1998).

Diversas ligas metálicas têm sido usadas nos protocolos de reabilitação em próteses sobre implantes, porém todas apresentam características favoráveis e desfavoráveis. O controle das propriedades das ligas e dos revestimentos, assim como a correta manipulação delas torna crítico o uso desses materiais (Kelly; Rose³⁷, 1983).

Diante das dificuldades em se obter precisão nas fundições de cilindros protéticos calcináveis, diferentes materiais e técnicas de acabamento e polimento dessas fundições surgiram para minimizar esses problemas (Binon; McHugh¹⁰,

1996; Uludamar; Leung⁶¹, 1996). Estudos com cilindros protéticos têm evidenciado melhores resultados dos pré-usinados com relação aos desajustes e perda de torque comparado a cilindros calcináveis (Byrne et al.¹⁴, 1998; Carvalho et al.¹⁸, 2002).

As complicações protéticas podem consumir muito tempo, envolver alto custo, além de serem traumáticas para os pacientes, portanto, grande esforço é necessário na busca de soluções para diminuir a ocorrência destes problemas.

Destacando a importância do efeito das perdas de torque e dos desajustes em próteses sobre implante, julgou-se relevante o conhecimento da relação entre estes fatores a partir do teste *in vitro* de alguns materiais e técnicas utilizadas rotineiramente na clínica.

Revisão da literatura

2 Revisão da literatura

Para uma melhor organização e compreensão da leitura, este capítulo foi dividido em duas partes: perda do torque e desajustes em próteses sobre implantes.

2.1 Perda do torque em próteses sobre implantes

Carr, Brunski e Hurley¹⁷ (1996) avaliaram os efeitos dos procedimentos de fabricação, acabamento e polimento na pré-carga de junções parafusadas em próteses feitas com cilindros de ouro convencionais e cilindros plásticos. Foram testados cilindros plásticos SGC 34 (3i) e cilindros de ouro DCA 072 e 073 (Nobel Biocare) e SGC 30 (3i). Os registros das pré-cargas foram realizados em todos os corpos-de-prova após a fundição com ligas de ouro e paládio, porém para os exemplares fundidos a partir dos cilindros plásticos os registros foram feitos em duas etapas: antes e após acabamento e polimento. Os resultados evidenciaram significativa pré-carga maior para os grupos dos cilindros pré-usinados. Dentre os

grupos dos cilindros plásticos, os que foram fundidos com liga de baixa fusão apresentaram maior pré-carga do que os que foram fundidos em ligas de alta fusão. O acabamento e o polimento fizeram significativa diferença entre os grupos dos cilindros plásticos, sendo a média de pré-carga maior quando foram polidos e acabados sem diferença estatisticamente significativa para os sistemas de polimento e acabamento testados, porém não superaram os valores dos grupos dos cilindros de ouro pré-usinados.

Com a preocupação em prevenir a perda de torque em parafusos de pilares em próteses sobre implantes, Cavazos e Bell¹⁹ (1996) publicaram uma técnica que consistia no preenchimento da câmara de acesso ao parafuso em cilindro de ouro, com silicona de adição Extrude (Kerr Mfg. Co.) e material resinoso para restauração temporária Fermit (Ivoclar Vivadent Inc.). Inicialmente pequenas retenções esféricas eram confeccionadas em um nível acima da posição da cabeça do parafuso. Após cinco minutos de um torque inicial manual os parafusos eram desapertados e novamente apertados com o uso de um torquímetro aplicando o torque recomendado pelo fabricante. Após este torque a câmara era parcialmente preenchida pelo material de moldagem à base de polivinil siloxano preenchendo todos os espaços entre o parafuso e o cilindro inclusive sobre a cabeça daquele, em seguida era colocada uma camada de algodão e sobre esta uma resina para restaurações temporárias fotopolimerizável. Esta resina permanecia por 10 a 14 dias para uma avaliação da restauração e então era substituída por uma resina fotopolimerizável para restaurações definitivas. Para o preenchimento da câmara em pilares retos, simultaneamente à

colocação do material de moldagem era recomendado o uso de uma agulha gengival calibre 30, acoplada a uma seringa para sucção do ar enquanto o material de moldagem era injetado. Já para pilares curvos a resina era condensada diretamente sobre o parafuso e sobre ela um cimento temporário.

Binon⁹ (1998) avaliou a efetividade da técnica para prevenção de afrouxamento de parafusos em próteses sobre implantes, publicada por Cavazos e Bell em 1996. O autor utilizou a técnica de simulação de cargas cíclicas em dois grupos de conjuntos implante / pilar Ucla personalizados, parafusados com parafusos de titânio, sendo um grupo com parafusos apertados manualmente e preenchidas as câmaras de acesso dos parafusos com material de moldagem Impregum (ESPE), algodão e resina Fermit (Ivoclar), após preparação dessas câmaras pela confecção de retenções internamente; e o outro grupo com parafusos apertados por torquímetro com 20 Ncm sem o preenchimento da câmara. Os resultados evidenciaram um pior rendimento para os exemplares da técnica alternativa (preenchimento da câmara) pois as falhas ocorreram em menor quantidade de ciclos do que os exemplares do grupo controle.

Em uma revisão da literatura McGlumphy et al.⁴⁷ (1998) constataram que as restaurações em molares são geralmente as mais difíceis de se manter apertadas. Verificaram também que a união de implantes a dentes naturais ou a extensão de longos cantilevers em próteses sobre implantes podem exacerbar o afrouxamento dos parafusos e diversos produtos, componentes e técnicas têm sido sugeridas para a manutenção das conexões apertadas, dentre elas: componentes anti-vibracionais, conexões mecânicas diretas, alterações no desenho dos parafusos, e

mecanismos de controle de torque. No entanto, todas essas propostas ajudaram a reduzir o problema porém não o solucionaram completamente. Além disso afirmaram que o torque ideal para ser aplicado aos parafusos é equivalente a 75% do necessário para causar a fratura, pois dessa forma haveria uma otimização da pré-carga e portanto uma maior resistência às forças de separação das juntas parafusadas.

Artzi e Dreiangel⁵ (1999) descreveram uma técnica de fixação de parafusos protéticos para próteses sobre implantes individuais. A técnica consistia na colocação de uma barra hexagonal de titânio no hexágono interno da cabeça do parafuso protético e sua imobilização pela fixação à prótese com uma resina fotopolimerizável. Inicialmente a adaptação da prótese era confirmada no modelo de gesso. Em seguida a prótese era levada à boca do paciente onde era posicionada e fixada com um parafuso protético, com o torque recomendado pelo fabricante. A barra hexagonal era encaixada no hexágono interno da cabeça do parafuso com o auxílio de uma chave fêmea adaptada com o diâmetro 1,27mm. Um elástico circular fabricado para este propósito era colocado sobre a barra preenchendo espaços entre a barra e o cilindro protético próximo ao parafuso, protegendo-o da resina. A resina fotopolimerizável preenchia o restante dos espaços e após polimerizada imobilizava a barra e conseqüentemente o parafuso. A barra então era cortada de forma a não interferir na oclusão. Os autores avaliaram 120 próteses em 100 pacientes durante 3 anos e não verificaram perda de torque e salientaram a facilidade de remoção do dispositivo quando necessário.

Goodacre, Kan e Rungcharassaeng²⁵ (1999) publicaram uma revisão da literatura de estudos clínicos de 1981 a 1997 sobre reabilitações com implantes osseointegráveis. Neste estudo os autores fizeram um apanhado das principais complicações clínicas envolvidas nessas reabilitações citadas por diversos autores. Dentre as diversas complicações citadas os afrouxamentos dos parafusos de pilares e protéticos se destacam pela grande frequência de ocorrências. Os afrouxamentos dos parafusos dos pilares foram citados em diversos trabalhos e variaram de 1 a 45 % dos pilares envolvidos nestes estudos, e os afrouxamentos dos parafusos protéticos de ouro também foram vastamente citados com frequência desta ocorrência variando entre 1 a 38 % destes parafusos avaliados.

Korioth et al.⁴⁰ (1999) avaliaram o efeito de arruelas na perda de torque em parafusos de ouro. Três próteses parciais fixas de 3 elementos foram parafusadas sobre dois conjuntos de implantes 3,75 x 8,5 mm sistema Bränemark (Nobel Biocare) imobilizados em cilindros de resina acrílica, com pilares parafusados a eles com 20 Ncm de torque. As próteses foram fundidas em liga básica e conferidas as passividades delas aos implantes. Os parafusos foram apertados com torque de 10 Ncm por um torquímetro com um sensor de carga adaptado para registro desta. A força de aplicação do torque foi realizada em diversas direções simulando uma situação clínica, quando a chave nem sempre fica direcionada exatamente no longo eixo do implante. Arruelas de aço inoxidável de 0,2 mm foram inseridas nos parafusos e apertadas simultaneamente, interpondo-se à superfície de contato da cabeça do parafuso e a base do cilindro protético. Os grupos foram divididos de acordo com o uso ou não das arruelas. Foram

realizadas 15 repetições de aperto de 10 Ncm e desaperto e a cada 3 repetições novos parafusos e arruelas foram utilizadas. Cada vez que eram desapertados os parafusos, medições do valor do torque, tempo de desaperto e rotação dos parafusos para romper a pré-carga foram registrados e anotados. Nos grupos onde testaram uso de parafuso com e sem arruela houve diferença estatística significativa entre as situações sendo que os parafusos com arruela apresentaram os menores valores de perda de torque e um deslocamento maior necessário ao desaperto; já entre os grupos que só usaram parafusos com arruelas e só parafusos sem arruela não houve diferença estatística significativa.

Von Krammer⁶² (1999) sugeriu uma técnica de obturação do conduto de acesso ao parafuso do pilar com silicone para a prevenção do afrouxamento do parafuso. A técnica consistia na confecção de canaleta longitudinal e cavidades de retenção no interior do conduto servindo de anti-rotacional e guia para o reposicionamento do dispositivo quando necessário. Com a prótese em posição devidamente apertada com o torque recomendado pelo fabricante, uma pequena porção de silicone para moldagem Exaflex (GC América Inc.) era manipulado e inserido no conduto com auxílio da broca Lentulo (Maillefer). Após a polimerização do material, este era removido para verificação de falhas e então reposicionado e coberto (espaço conferido anteriormente) com uma camada de 2 mm de resina acrílica.

Aboyoussef, Weiner e Ehrenberg¹ (2000) avaliaram a influência de uma forma de resistência anti-rotacional na perda de torque de parafusos em prótese sobre implante unitária. Três tipos de pilar foram testados quanto à resistência a

forças rotacionais: Standard 3,0 mm SDCA 068 Nobel Biocare, Standard 3,0 mm SDCA 068 com forma de resistência adicional consistindo de entalhes de 1 x 1 mm eqüidistantes na periferia do pilar Estheticone 1,0 mm SDCA 134 Nobel Biocare com dispositivo anti-rotacional. Foram utilizados 7 pilares de cada tipo. Para cada exemplar foram fundidos em liga de 2% ouro-paládio cilindros plásticos 3i encerados. Todas as fundições foram ajustadas usando um Fit Checker (GC Inc) e analisadas em um microscópio stereoscópico (Baush & Lomb) para a certificação de que os desajustes verticais entre os pilares e os cilindros de ouro eram $\leq 50 \mu\text{m}$. Os pilares foram apertados em análogo de implante 3i com torque de 20 Ncm com um torquímetro eletrônico (Nobel Biocare). Cada espécime foi parafusada com um parafuso de ouro hexagonal DCA 074 (Nobel Biocare) com 10 Ncm de torque por uma chave acoplada a um torquímetro manual (CDI) calibrado. Os torques de remoção dos parafusos protéticos e dos pilares foram registrados e anotados, quando havia movimentação na interface pilar / implante ou pilar / cilindro de ouro. Nenhuma fratura foi observada e as movimentações das interfaces (pontos de falha) ocorreram nas interfaces implante / pilar dos espécimes parafusados sobre análogos Estheticone (71 Ncm) e Standard modificado (70 Ncm) e nas interfaces pilar / cilindro de ouro nos espécimes parafusados sobre pilares Standard (21,28 Ncm). Houve diferença estatística significativa entre os grupos ($P < 0,0001$) sendo que os valores de torque de remoção foram menores no grupo dos pilares Standard.

Weiss, Kozac e Gross⁶⁴ (2000) avaliaram o efeito de sucessivos apertos e desapertos em 7 diferentes sistemas de implantes. Dentre os sistemas as

principais diferenças consistiam na forma da interface pilar / implante como: 2 cone morse, 2 hexágono externo, 1 octógono interno, 1 superfície plana e 1 spline (diversos entalhes) sendo que os sistemas semelhantes eram de diferentes fabricantes. Cada um dos sete sistemas representou um grupo e 3 exemplares de cada foram testados. Duzentos ciclos de aperto padronizado em 20 Ncm e desaperto foram realizados em cada parafuso de cada exemplar em seus respectivos implantes. Os registros foram realizados por um torquímetro (Tohnichi). Todos os sistemas apresentaram perda gradativa de torque. A média dos valores entre 5 e 15 ciclos, considerados a mínima e máxima quantidade de ciclos em situação clínica e laboratorial de uso dos parafusos, foi calculada. Os sistemas ITI (cone morse) e Alpha Bio (cone morse), apresentaram média de perda de torque de 0,5 e 0,6 Ncm, seguidos por Spline com 1,2 Ncm, Integral Calcitec (superfície plana sem antirotacional) com 2,6 Ncm, Sterioss (hexágono externo) com 3,4 Ncm, Bränemark (hexágono externo) com 6,2 Ncm e Omnilock Calcitek (octógono interno) com 6,5 Ncm. As porcentagens de perda de torque variaram de 3 a 20 % em desaperto imediato, 3 a 31% durante 5 ciclos e 4,5 a 36% durante 15 ciclos.

Com o objetivo de observar a pré-carga em parafusos de pilares *in vivo*, Duyck et al.²³ (2001) selecionaram treze pacientes usuários de próteses totais sobre 5 ou 6 implantes com componentes Standard 5,5 ou 7 mm do sistema Bränemark. Os pilares foram substituídos por similares com sensores e os parafusos apertados com 10 Ncm em cilindros de ouro individualmente e em seguida sobre a própria prótese, seguindo um protocolo de aperto de todos ou

somente alguns parafusos pré-determinados, e registrando os valores da pré-carga em cada um deles. Os torques foram aplicados com o auxílio de um torquímetro (Nobel Biocare). Segundo os autores, de acordo com os resultados os desajustes de próteses fixas sobre implantes podem levar a condições alteradas de pré-carga nos implantes. Em média foram observados decréscimos nas forças axiais e aumento nos momentos de flexão. As distorções nas próteses durante o aperto resulta em diminuição da pré-carga interna e aumento da externa que é exercida constantemente sobre os implantes.

Bakaeen, Winkler e Neff⁶ (2001) determinaram o efeito da variação do diâmetro da plataforma oclusal em próteses sobre implantes na perda de torque de parafusos protéticos de ouro após submetê-las a cargas oclusais e compararam esta mesma perda de torque em simulações de reposição de molar com dois implantes de plataformas regulares após carga oclusal. Quatro combinações de conjunto implante / pilar foram testadas: dois implantes de 3,75 x 10 mm / prótese com plataforma oclusal larga com diâmetro vestibulo-lingual de 9,8 mm ou 8,4 mm medidos entre as pontas de cúspides; e 1 implante de 5 x 10 mm / prótese com diâmetro vestibulo-lingual de 9,8 mm e 8,4 mm medidos entre as pontas de cúspides. Oito exemplares por grupo foram testados, totalizando 32 ao todo distribuídos em 4 grupos. Para os grupos cuja combinação foram dois implantes / prótese foram utilizados 2 implantes 3,75 x 10 mm SDCA 062 (Nobel Biocare - NB), 2 pilares Estheticone com cinta de 4 mm SDCA 136 (NB), 2 parafusos de ouro do pilar Estheticone, 2 cilindros de ouro DCA 225 (NB) com antirotacional, e 2 parafusos protéticos de ouro(NB). Já nos grupos de plataforma

larga foram utilizados: 1 implante de plataforma de 5 x 10 mm SDCA 146 (NB), 1 pilar Esteticone com cinta de 4 mm SDCA 136 (NB), 1 parafuso de ouro do pilar Estheticone, 1 cilindro de ouro DCA 225 (NB) com antirotacional, e parafuso protético de ouro (NB). Os conjuntos foram inseridos, com auxílio de um paralelômetro, em cilindros de alumínio de dimensões 38 x 15 mm e diâmetro interno de 15,5 mm preenchidos com resina autopolimerizável Coe Ortho (GC). As distâncias entre os implantes dos grupos que testaram a reposição com 2 foi de 1,5 mm. Um torquímetro 6-BTG-A (Tohnichi) foi usado para a padronização dos torques dos parafusos dos pilares (20 Ncm) dos parafusos protéticos (10 Ncm). Os parafusos foram reapertados após 10 minutos do aperto inicial com o mesmo valor de torque e após 2 minutos registrado os valores de torque de remoção para comparar os valores antes e após submeter às próteses às cargas. Os espécimes fundidos em ouro tipo III Majority (Ney Dental International) foram submetidos a cargas externas por meio de uma máquina construída para simulação de cargas mastigatórias com forças controladas. Todos os espécimes apresentaram perda de 2 a 3 N após os primeiros 10 minutos quando então foram submetidos ao reaperto. Após a carga os valores de perda de torque foram menores do que os registrados anteriormente com diferença significativa estatisticamente ($P < 0,001$). De acordo com os resultados de perda de torque comparados antes e após cargas oclusais, os autores concluíram que a restauração de região de molar com 1 implante promove maior perda de torque do que com 2 implantes, e a redução do diâmetro da plataforma oclusal pode minimizar a perda do torque inicial em restaurações com 1 implante mas não influencia na restauração com 2 implantes.

Considerando a pré-carga um fator primordial para a manutenção do torque de parafusos em próteses sobre implantes, Martin et al.⁴⁴ (2001) avaliaram o potencial de geração de pré-carga em 4 tipos de parafusos de pilar. Oitenta implantes de dimensões 3,75 x 15 mm e conexão tipo hexágono externo (3i Implant Innovations Inc) foram incluídos em blocos de resina acrílica Sample-Kwick (Buehler LTD). Vinte abutments de cada tipo: Gold-Tite (Implant Innovations Inc), Torq Tite (Nobel Biocare USA), Gold alloy (Implant Innovations Inc) e Titanium alloy (Implant Innovations Inc), foram divididos em dois grupos de 10 cada, sendo metade dos corpos-de-prova testados com o torque de 20 Ncm e a outra com 32 Ncm em cada grupo. Estes pilares foram parafusados aleatoriamente aos implantes com o auxílio de um dispositivo desenvolvido para servir como base de fixação dos blocos e medição do grau de rotação dos mesmos e de um torquímetro digital Mark 10, foram realizadas medições dos ângulos de rotação dos parafusos até a obtenção do torque estipulado, do valor de torque de pré-carga e das variações desses valores após 5 repetições para cada parafuso. Em seguida foram realizadas imagens em microscópio eletrônico de varredura para análise qualitativa. De acordo com os resultados os autores afirmaram que os parafusos com superfície tratada (Gold-Tite e Torq Tite) diminuíram o coeficiente de fricção e proporcionaram os maiores valores de pré-carga.

Realizando uma simulação de ciclos mastigatórios *in vitro*, Lee et al.⁴³ (2002) avaliaram as oscilações nas perdas de torque em parafusos protéticos de ouro. Treze conjuntos implante 3,75 x 10 mm hexágono externo, pilares Standard

4 mm, cilindros de ouro, parafusos protéticos de ouro e coroas de ouro foram submetidas a cargas cíclicas de 100 N e 30° de inclinação simulando cargas em incisivos centrais superiores, em período simulado de 1 ano de ciclos mastigatórios *in vivo*, por um aparelho pneumático de simulação de cargas. Os parafusos dos pilares e protéticos foram apertados com um torquímetro com 20 e 10 Ncm de torque respectivamente e gradativamente com registro dos deslocamentos, vibrações e deformações dos parafusos registradas. Três conjuntos foram submetidos somente a cargas oclusais verticais para servir de controle. Não houve perda de torque nos parafusos dos pilares mas houve perda em 4 dos 10 parafusos protéticos submetidos às cargas oblíquas. Deslocamento inicial, vibração inicial e secundária foram percebidas em torques inferiores a 4 Ncm imediatamente. Com 6 Ncm foi percebido deslocamento inicial e pouca vibração, com 10 Ncm pouco deslocamento inicial e acima de 10 Ncm nenhum deslocamento. Deformações elásticas foram observadas independente das perdas de torque.

Siamos, Winkler e Boberick⁵⁵ (2002), avaliaram a relação entre pré-carga e perda de torque em próteses sobre implantes, variando a pré-carga no complexo pilar / prótese e simulando condições de carga. Todos os componentes usados foram fabricados pela Osteo-Implant Corporation. Um pilar (APH2) parafusado manualmente (parafuso UCFS) a um implante 3,75 x 13 mm (375013) foi inserido em um cilindro de aço inoxidável de dimensões 16,5 mm de diâmetro, 15 mm de altura e 14,5 mm de diâmetro interno, previamente preenchido com uma resina autopolimerizável incolor Orthodontic Resin (Dentsply) e perfurado no centro da

resina polimerizada. O implante foi cimentado neste orifício com a mesma resina com o auxílio de um paralelômetro e uma chave hexagonal fixada na haste perpendicular móvel do paralelômetro. Um aferidor de torque Tohnichi 3.6 BTG S foi usado para aplicar força padronizada nos pilares de 25, 30 (recomendada pelo fabricante), 35 e 40 N. Os exemplares foram divididos em 3 grupos onde se aplicava os torques individualmente, sendo que no grupo 1 foi aplicado o torque inicial e aguardado um tempo de 3 horas para o registro do torque de remoção, enquanto no grupo 2 após 10 minutos do torque inicial, o parafuso era removido e novamente era aplicado o mesmo torque e então após 3 h o torque de remoção era registrado, e no grupo 3 após os mesmos procedimentos iniciais do grupo 2 (após o re-torque) os exemplares foram submetidos a cargas por meio de uma máquina hidráulica para ensaios MTS por 3 h e então era realizado o registro do torque de remoção. Foram usados 2 exemplares para cada valor de torque para os grupos 1 e 2, e 6 exemplares para cada valor de torque para o grupo 3. O grupo 2 apresentou os menores valores de perda de torque. Os autores concluíram que o re-aperto dos parafusos dos pilares após 10 min do aperto inicial deve ser realizado rotineiramente e o torque inicial acima de 30 N pode beneficiar a estabilidade da junção pilar / implante e prevenir afrouxamento do parafuso.

Brosky, Koriath e Hodges¹² (2003) mediram extensões de cantilevers anteriores em pacientes reabilitados com próteses sobre implantes mandibulares e estabeleceram proporções favoráveis de comprimentos de cantilevers relativos a extensões ântero-posteriores. Treze pacientes, 10 mulheres e 3 homens com idades entre 56 a 91 anos, todos usuários de prótese total mucossuportada

superior e prótese total mandibular implantossuportada por 5 implantes na região interforaminal, foram selecionados. Moldagens com hidrocolóide irreversível foram executadas e após a remoção das resinas dos acessos aos parafusos, perdas de torque (afrouxamento total dos parafusos) foram percebidas digitalmente, com auxílio de chave manual, e registradas. Os modelos de gesso foram analisados em um aparelho de medição em 3 dimensões Faro Arm (Faro Technologies Inc.). Alguns pontos de medição foram estipulados, e calculadas distâncias de cantilevers anteriores, extensão anteroposterior e cantilevers posteriores direito e esquerdo. De acordo com os resultados não houve aparente correlação entre extensão de cantilever anterior e perda de torque. A proporção entre cantilever posterior e extensão anteroposterior foi significativamente associada à perda de torque. Quando esta foi de 2 : 4, aparentemente houve maior risco de perda de torque.

Analisando as incidências das complicações clínicas envolvendo implantes e próteses sobre implantes, Goodacre, Bernal e Rungcharassaeng²⁶ (2003) realizaram uma revisão de literatura onde fizeram um apanhado de trabalhos clínicos publicados de 1981 a 2001. Dentre as complicações das próteses sobre implantes os afrouxamentos dos parafusos dos pilares foram verificados com incidência em 365 de 6256 parafusos avaliados (6%); e afrouxamentos de parafusos protéticos com incidência em 312 de 4501 (7%).

Em uma revisão da literatura Winkler et al.⁶⁵ (2003) realizaram um estudo sobre a mecânica envolvida nos parafusos utilizados em restaurações sobre implantes e os efeitos da sua fixação. Nesta revisão eles constataram que os mais

sérios e prevalentes problemas relacionados às restaurações sobre implantes são a perda do torque dos parafusos e sua fratura e que a minimização das forças de separação e a maximização das forças de união das junções parafusadas irão prevenir o afrouxamento dos parafusos. Os autores também afirmaram que a forma de aplicação do torque, ou seja, manual ou mecânica, pode induzir a falhas devido à aplicação inadequada deste, sendo recomendável a utilização de torquímetros (método mecânico) para esse fim. Ainda neste estudo havia a informação de que os efeitos da fixação, ou relaxamento do encaixe, são causas significantes de afrouxamento dos parafusos e que isso depende da rugosidade das superfícies, da dureza delas e da magnitude de forças a que estão submetidas, assim superfícies rugosas e excessivas forças externas aumentam este efeito.

Em estudo *in vitro* sobre a influência das forças oclusais na distribuição de estresse em parafusos de sistemas protéticos sobre implantes apertados, Alkan et al.³ (2004) simularam cargas oclusais estáticas em diferentes direções, em três diferentes sistemas de prótese sobre implante através do Método de Elementos Finitos em 3 dimensões. Os sistemas de implantes simulados foram: Bränemark hexágono externo com prótese parafusada, ITI cone Morse para prótese cimentada e, ITI cone Morse para prótese parafusada. Modelos de elementos finitos em três dimensões utilizando-se as medidas exatas dos componentes envolvidos: implantes, pilares, parafusos dos pilares, parafusos protéticos e coroas de porcelana. As forças aplicadas foram: 10 N horizontal, 35 N vertical e 70 N oblíqua. Todas as forças foram direcionadas para a superfície oclusal das coroas.

O programa I-DEAS Máster Series 7.0 (Structural Dynamics Research Corp.) foi usado para construir o modelo de elementos finitos e analisar e processar os dados. Os resultados das distribuições das tensões nos parafusos protéticos utilizados apenas nas simulações das próteses parafusadas, evidenciaram máximos valores de estresse nas conexões entre cabeça e colo. No parafuso do sistema Bränemark os estresses diminuíram quando cargas oblíquas e verticais foram aplicadas e aumentaram com cargas horizontais. Já no parafuso do sistema ITI houve diminuição nos estresses quando aplicada carga vertical e aumento sob cargas horizontais e oblíquas. Os valores máximos de estresses registrados para esses parafusos foram abaixo dos valores permitidos.

Cantwell e Hobkirk¹⁵ (2004) analisaram a perda da pré-carga em parafusos protéticos de ouro em simulação de restauração unitária, em função do tempo, sem submeter a cargas externas. Um implante 3,75 x 10,00 mm Nobel Biocare (NB) foi verticalmente posicionado em um bloco de resina acrílica e sobre ele parafusados pilares Standard (NB) com 20 Ncm de torque, onde foram colados sensores 2N/120 (Tinsley Strain Measurement). Sobre os pilares foram parafusados cilindros de ouro (NB) com parafusos protéticos de ouro (NB). Ao todo foram utilizados cinco conjuntos de componentes (pilar, cilindro e parafuso) sendo cada um deles representativo de um grupo. A perda da pré-carga foi avaliada durante 15 horas em períodos pré-estabelecidos (1, 2, 5 e 10 segundos, 30 minutos, 1, 5, 10 e 15 horas). Posteriormente os parafusos protéticos foram analisados por um microscópio eletrônico de varredura Stereoscan 90. De acordo com os resultados os autores concluíram que a pré-carga gerada em parafusos

protéticos em condições padronizadas foi variável. A média de perda da pré-carga nos 5 parafusos testados foi de 24,9 % durante as 15 horas de avaliação, a maior quantidade de perda (40,2%) ocorria durante os primeiros 10 segundos. Imagens de microscopia eletrônica de varredura com aumento de 1200 vezes mostraram que as superfícies usinadas dos parafusos protéticos de ouro eram rugosas e onduladas com várias imperfeições ou rugosidades, antes dos apertos destes e mostraram redução das rugosidades da superfície e uma brunidura das roscas dos parafusos deixando-o com um acabamento mais uniforme após o aperto, comparando com as imagens de antes do aperto.

Khraisat et al.³⁸ (2004) avaliaram o efeito da carga cíclica lateral na perda do torque em parafusos de pilares em sistemas de implantes com conexão tipo hexágono externo. Quinze conjuntos de implantes Bränemark Mark IV 4 x 10 mm (Nobel Biocare), pilares CeraOne com cinta 3,0 mm (Nobel Biocare), e cilindros cimentáveis experimentais com 7 x 10 x 7 mm, foram fixados em blocos semicilíndricos de latão de 25,4 mm de diâmetro, 17 mm de altura e 4 mm de abertura central onde os implantes encaixavam exatamente e havia um parafuso de 3,8 mm na superfície plana lateral. Quinze padrões de cera padronizados foram fundidos em liga de ouro-prata-paládio, representando as supra-estruturas das próteses e cimentadas sobre os pilares CeraOne com cimento de fosfato de zinco. Acessos aos parafusos dos pilares foram confeccionados previamente à cimentação. Um torquímetro BTG60CN (Tohnishi Mfg Co) foi usado para a realização dos torques de 32 Ncm recomendados pelo fabricante para esses parafusos. Após 10 minutos os parafusos foram desapertados e novamente

apertados. Após cinco minutos novamente foram desapertados, os valores dos torques de remoção foram registrados e novamente apertados. Os exemplares foram divididos em 3 grupos onde o grupo A representava os exemplares que após o último reaperto foram submetidos a ensaios de cargas cíclicas laterais cêntricas (perpendiculares aos longos eixos dos implantes), grupo B exemplares que foram submetidos a cargas laterais excêntricas e grupo C sem cargas. As cargas foram simuladas em uma máquina de simulação com cargas cíclicas variando de 0 a 50 N, com ciclos referentes a 40 meses de simulação. Imagens em microscópio eletrônico de varredura EPMA-8705 (Shimadzu) das roscas e das bordas dos pilares antes e após as cargas foram realizadas. Marcações horizontais e verticais na base do pilar e na face externa da plataforma dos implantes (2 de cada grupo) serviram de referência para o registro de rotações dos componentes após submetidos às cargas. O grupo A apresentou a maior média dos valores da diferença entre torques de remoção enquanto o grupo C apresentou os menores, com diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($P < 0,001$). Após o teste Tukey foi verificada diferença significativa entre o grupo A comparado ao B e C. ($P < 0,001$), e não houve diferença entre B e C ($P = 0.528$). Somente os exemplares do grupo B apresentaram rotação do pilar com média de $58 \pm 2 \mu\text{m}$ e $53 \pm 1 \mu\text{m}$. Alterações foram percebidas nas superfícies das roscas como ranhuras e bruniduras em todos os grupos e nos hexágonos dos pilares como bruniduras das superfícies mais evidentemente no grupo B.

Kim et al.³⁹ (2005) realizaram um estudo sobre a perda de torque em parafusos de pilares verificando o efeito da aplicação de uma camada de diamante

jateado sobre partes dos pilares. Eles avaliaram 20 exemplares que consistiam em implante hexágono externo 3,75 x 13 mm ASTM (Soomin Synthesis Dental Materials) mais pilar Standard ASTM adaptado com dimensões 10 mm de diâmetro por 15 mm de altura para simulação de uma prótese, sendo 10 do grupo controle (sem camada diamantada) e 10 do grupo com aplicação de um jateamento de uma camada diamantada de 1µm. A camada foi aplicada na porção exposta do implante. Os exemplares foram embutidos em blocos de resina acrílica e os parafusos foram apertados com um torquímetro 3i com 30 Ncm com os pilares sobre os implantes. Uma máquina de simulação de cargas cíclicas foi utilizada para aplicação de cargas cíclicas de 100 N e frequência de 20 Hz até o afrouxamento dos parafusos. A quantidade de ciclos foi registrada e os exemplares foram examinados em um Microscópio Eletrônico de Varredura S-4700 (Hitachi). Um parafuso de cada grupo fraturou antes do afrouxamento. Os resultados evidenciaram diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos, com os implantes do grupo com jateamento de camada diamantada com maior resistência à perda do torque.

2.2 Desajustes em próteses sobre implantes

Analisando a correta adaptação de infra-estruturas de próteses sobre implantes, Goll²⁴ (1991) salientou que este procedimento é laborioso devido à

quantidade de passos e critérios envolvidos. Este autor sugeriu alguns procedimentos na prevenção de erros: usar componentes pré-usinados devido a sua adaptação mais previsível; observar se a adaptação do cilindro de ouro e dos componentes de moldagens ao intermediário é satisfatória; manter os intermediários sempre cobertos com capa protetora; verificar a precisão dos modelos através de guia em resina acrílica construído no dia anterior; sempre utilizar novos parafusos de laboratório; observar a área interna dos cilindros antes da inclusão e remover qualquer resíduo de cera antes da inclusão; utilizar as capas protetoras de borda durante os procedimentos de acabamento e polimento das infra-estruturas; e nos casos convencionais, utilizar cilindros de 4 mm para a obtenção de infra-estruturas mais volumosas e firmes.

Weinberg⁶³ (1993) ressaltou que a biomecânica da distribuição das cargas em próteses sobre implantes é qualitativamente diferente quando são usados dentes naturais como suportes. A diferença primordial está nos ligamentos periodontais, que permitem micromovimentos, o que não ocorre com os implantes. Nos implantes a distribuição de forças depende da elasticidade relativa dos parafusos de ouro e da adaptação de todos os componentes. Considerando que o ligamento periodontal permite movimentos em torno de 500 μm , ao passo que a parte mais flexível de um sistema de suporte de implantes permite deformações em torno de 100 μm , o autor concluiu que a distribuição de forças entre os implantes é significativamente menor do que em dentes naturais e que desajustes nas próteses são causadores de tensões nos parafusos de ouro, podendo levá-los à fadiga e falhas. Além disso em próteses múltiplas a falha de um dos parafusos

desloca a força para os pontos onde estão adaptadas as interfaces podendo gerar sobrecarga nesses implantes.

Millington e Leung⁴⁸ (1995) avaliaram a relação entre distribuição de estresses, e tamanho / localização de desajustes nas interfaces pilar / prótese sobre implantes, por meio do método de fotoelasticidade. Foi confeccionada uma supra-estrutura em ouro tipo IV sobre 4 implantes tipo Bränemark de 3,75 x 10 mm e 4 pilares de titânio Standard (Nobelpharma) parafusados a eles. A prótese era parafusada aos pilares com parafusos de ouro com torque de 10 Ncm. Os autores avaliaram 9 graus de desajuste (6, 17, 27, 40, 55, 68, 81, 91 e 104 μm) sobre os dois pilares de uma das extremidades (C e D). As leituras das distribuições dos estresses foram realizadas em um polariscópio de reflexão. De acordo com a distribuição das franjas fotoelásticas os autores afirmaram haver relação entre os desajustes e a distribuição das forças. A maior intensidade de estresse foi verificada em torno do pilar intermediário (C) com um desajuste de 55 μm e no pilar da extremidade (D) com desajuste de 104 μm . Mesmo os menores desajustes causaram concentração de estresse na supra-estrutura protética.

Binon e McHugh¹⁰ (1996) avaliaram o efeito da eliminação do desajuste da interface pilar / implante na estabilidade deste encaixe parafusado. Dez implantes 3,75 x diversos comprimentos e cinco diferentes tamanhos de hexágono (diversos fabricantes) foram utilizados e divididos em dois grupos de acordo com o tipo de pilar utilizado: pilar Ucla com cinta pré-usinada em ouro e pilar Ucla plástico, ambos com seus respectivos parafusos de titânio. Os cilindros foram fundidos em liga nobre de ouro-paládio-prata. Os cilindros fundidos a partir do padrão plástico

foram submetidos a alterações por retificador alterando o hexágono de acordo com os 5 tamanhos de hexágono selecionados. Já os cilindros com cinta pré-usinadas foram encaixados aos implantes sem modificações após as fundições. Os pilares foram apertados com 20 e 30 Ncm em dois estágios e submetidos a cargas cíclicas. Quando submetidos ao torque de 20 Ncm os pilares recondicionados apresentaram apenas uma falha por fratura do implante, que foi prontamente substituído, e todos os parafusos permaneceram apertados por todo ciclo (1 milhão de ciclos); já os pilares pré-usinados com tamanhos de hexágonos não compatíveis com os hexágonos dos implantes, apresentaram perda de torque em todos os parafusos em uma média de 357,162 ciclos (desvio-padrão = 77,981). Com o torque de 30 Ncm os pilares recondicionados sofreram duas falhas, sendo uma a $4,4 \times 10^6$ ciclos com fratura do implante e outra a $9,5 \times 10^6$ ciclos com perda do torque, já os demais não sofreram falhas. Os pilares pré-usinados apresentaram fraturas nos implantes a 290 mil e $3,4 \times 10^6$ ciclos, perda de torque a $2,4 \times 10^6$ ciclos e $7,9 \times 10^6$ ciclos e fraturas do parafuso e implante a $6,5 \times 10^6$ ciclos.

Ainda na tentativa de avaliar o efeito de desajustes rotacionais na interface pilar / implante na estabilidade desses encaixes parafusados, Binon⁷ (1996) aplicou cargas cíclicas em 60 exemplares de conjuntos implantes hexágono externo / pilares Ucla de titânio parafusados com parafusos de titânio, com diferenças dimensionais entre os hexágonos dos implantes e dos pilares (anti-rotacional), sendo que quanto maiores os hexágonos dos pilares maiores os desajustes horizontais calculados pela liberdade de rotação do pilar sobre o

implante medidos em graus. Após cargas cíclicas de até 10×10^6 de ciclos, os valores das quantidades de ciclos que cada exemplar suportou até que ocorresse perda de torque dos parafusos foram registrados e anotados. Foi verificada uma significativa relação entre o desajuste pilar / implante e a perda de torque, sendo que quanto maior o desajuste mais rapidamente ocorreu a perda do torque. Ao comparar os pilares testados com os resultados de pilares sem anti-rotacional o autor verificou uma significativa diferença em que a ausência do hexágono (anti-rotacional) promoveu falhas muito mais precocemente do que nos outros encaixes com pilares com anti-rotacional.

Em análise *in vivo* da adaptação de supra-estruturas protéticas a implantes e pilares, Cheshire e Hobkirk²⁰ (1996), avaliaram diferenças nos desajustes verticais em cinco próteses sobre implantes Nobel Biocare quando apertados os parafusos manualmente (mais de 10 Ncm) ou com auxílio de torquímetro (10 Ncm). A média dos desajustes verticais do grupo de próteses parafusadas manualmente foi de 14 μm , variando de 0 a 63 μm , enquanto que para as próteses parafusadas por torquímetro foi de 21 μm , variando de 0 a 130 μm .

Uludamar e Leung⁶¹ (1996) avaliaram a eficiência do sistema Preci-disc na redução da concentração de estresses em implantes e supra-estruturas de implantes por meio do método fotoelástico. Foram avaliadas as tensões provocadas por diferentes níveis de desajustes (10 a 100 μm). As supra-estruturas suportadas por 4 implantes com os diversos níveis de desajustes foram incluídas em resina fotoelástica e analisadas por um polariscópio antes e depois de utilizar o sistema Preci-disc que tinha a finalidade de compensar os desajustes. Os

resultados evidenciaram tensões formadas nas supra-estruturas com desajustes verticais sendo a relação dos desajustes e quantidade de tensão positiva de forma não linear e a localização dos desajustes influenciaram a quantidade e distribuição do estresse pela supra-estrutura. Os estresses apresentaram-se maiores no pilar intermediário quando o desajuste estava presente neste. O sistema Preci-disc foi efetivo na distribuição de tensões principalmente nos casos de maiores desajustes verticais.

Em estudo *in vivo*, Jemt³⁴ (1996) mediu a precisão de adaptações envolvendo próteses sobre implantes de pacientes com maxilares edêntulos. As análises das discrepâncias foram realizadas por meio do método fotogramétrico em 3-D. As análises foram feitas tanto intraoralmente, como em modelos mestres. Ao todo foram examinadas 7 próteses maxilares e 10 mandibulares, cada uma suportada por 5 a 7 implantes. As médias dos desajustes nos modelos mestres foram de 37 μm e 75 μm e intraoralmente 90 μm e 111 μm para mandíbula e maxila, respectivamente. Os resultados mostraram que nenhum dos 96 implantes examinados apresentou adaptação perfeita à respectiva prótese e os valores de desajustes mensurados diretamente na boca foram maiores do que nos modelos mestres.

Ressaltando a importância da avaliação dos desajustes em próteses sobre implantes, Jemt et al.³⁵ (1996) avaliaram 4 métodos de mensuração de desajustes: Mylab, Sistema da Universidade de Washington, Sistema Fotogramétrico e Sistema da Universidade de Michigan. Os 4 métodos foram considerados satisfatórios para medições de desajustes relevantes clinicamente de forma

reprodutível e confiável, mas somente o método Fotogramétrico é capaz de realizar mensurações intra-orais. Os autores sugerem estudos longitudinais para a confirmação de valores de desajustes aceitáveis, pois apesar da sugestão de que esses problemas (desajustes) podem desencadear problemas mecânicos e biológicos, ainda não se sabe a real relação entre eles.

Rangert, Sullivan e Jemt⁵³ (1997) estudaram o controle de fatores de carga no segmento posterior de próteses sobre implantes e consideraram que a precisão da interface pilar / prótese, a pré-carga dos parafusos e a técnica cimentação são fatores de risco tecnológico e podem influenciar na capacidade de uma restauração receber carga. Os autores afirmaram que as desadaptações entre próteses e implantes poderão gerar cargas estáticas ao osso que em grandes proporções e associados a outros defeitos, podem causar problemas mais graves. Além disso a correta pré-carga nas interfaces parafusadas sempre contribui para a estabilização da interface e isto pode ser obtido pela correta seleção de componentes, correto manuseio dos componentes e aplicação do torque adequado. Se a pré-carga não é obtida por fatores como fundições imprecisas, é considerado risco tecnológico, assim como a não possibilidade de remoção de próteses cimentadas para avaliação periódica.

Byrne et al.¹⁴ (1998) avaliaram a adaptação de pilares fundidos e pré-usinados. Foram encerados pilares Ucla plásticos (3i) simulando infra-estruturas para prótese sobre implante unitária e fundidos em liga de ouro-paládio PC3 (Shannon Inc.). Esses pilares fundidos foram submetidos a acabamento com um Kit do fabricante (3i) que consistia de um instrumento escareador manual para

correção da superfície interna da câmara onde passa o parafuso, um dispositivo adaptável à peça reta para acabamento das superfícies que entram em contato com o implante durante o aperto, usado junto com um guia plástico auto-lubrificante. Todos estes exemplares foram submetidos a ciclos de queima de porcelana. Os outros pilares avaliados eram pré-usinados variando os fabricantes (Nobel Pharma e 3i) e a simulação ou não da queima de cerâmica. Ao todo foram testados seis grupos diferentes. Todos os espécimes foram parafusados a implantes dos respectivos fabricantes, incluídos em blocos de resina, cortados no sentido longitudinal e submetidos a análises em microscópio de medição Mitutoyo com aumento de 100 vezes quanto à adaptação marginal e interna, em duas áreas: margem das superfícies em contato pilar / implante e parafuso / pilar. Dentre as medições, as médias dos valores (μm) dos desajustes verticais (fenda mais externa) entre os grupos variou 36 a 86, sendo os grupos com pilares fundidos ($74\mu\text{m}$ e $84\mu\text{m}$) e um grupo com pilar pré-usinado CeraOne NobelPharma ($86\mu\text{m}$) com os maiores valores, e os demais grupos com valores variando entre 36 e $45\mu\text{m}$. Maiores regiões de contato entre parafuso / base do pilar foram observadas nos grupos dos pilares pré-usinados. O ciclo de queima de porcelana aparentemente não influenciou nos resultados pois pilares pré-usinados obtiveram menores desajustes mesmo após o ciclo.

Taylor⁵⁸ (1998) relatou problemas e limitações associadas a próteses sobre implantes e osseointegração em uma revisão de literatura. Além da perda de implantes pela falha na osseointegração, fratura de componentes protéticos, e problemas mecânicos nas restaurações, o autor ressaltou as desadaptações e

afrouxamento dos parafusos. Afirmou também que apesar de não se saber o efeito exato das desadaptações na saúde e estabilidade da interface osseointegrada, sabe-se que elas são causas consistentes de falhas dos componentes mecânicos, e que as causas dos afrouxamentos e fraturas dos parafusos são multifatoriais, mas as desadaptações protéticas têm importante papel nisto. Salientou também que a definição de afrouxamento dos parafusos é complicada pois existem diversos parâmetros citados na literatura, mas as publicações têm evidenciado ser um problema muito freqüente.

Carvalho et al.¹⁸ (2002) avaliaram a adaptação de pilares Gold Ucla (3i) e Ucla de teflon (3i) fundidos em Titânio c.p. e liga de níquel-crômio-titânio Tilitite (Talladium) à plataforma de um implante 3,75 x 8 mm (3i). Os autores utilizaram 15 pilares protéticos sendo cinco para cada situação simulada. Todos os componentes protéticos foram estabilizados sobre o implante fixado em uma base de aço inoxidável poligonal, um a um, por um parafuso de titânio UNIHT (3i) com auxílio de um torquímetro manual CATDB (3i). Foram realizadas análises em seis faces após torques de 10 e 20 Ncm. Na base onde o implante foi fixado havia uma perfuração na lateral onde foi rosqueado um parafuso para a estabilização do implante, o qual serviu de referência para o início e final das leituras. Para o torque 10 Ncm os pilares Gold Ucla apresentaram média e desvio-padrão de desajustes (μm) de $7,925 \pm 0,527$, Ucla fundido em Ni-Cr-Ti $18,983 \pm 1,752$ e Ucla fundido em Ti c.p. $24,133 \pm 2,542$; e para o torque 20 Ncm $7,517 \pm 0,995$, $17,402 \pm 2,062$ e $21,817 \pm 2,903$ para os pilares Gold Ucla, Ucla fundido em Ni-Cr-Ti e Ucla fundido em Titânio c.p. respectivamente.

Costa et al.²² (2003) avaliaram a adaptação marginal de supra-estruturas implanto-suportadas, fundidas em monobloco com ligas de Ni-Cr-Ti e Pd-Ag. Um modelo mestre foi confeccionado em acrílico, com 4 implantes 3,75 x 10 mm Conexão (Conexão Sistemas de Próteses) na região anterior. Foi realizada moldagem com silicone e vazado um modelo de trabalho em gesso, onde foram enceradas 16 supra-estruturas, através do uso de cilindros plásticos UCLA. Dessas, 8 foram fundidas em Ni-Cr-Ti Tilitite (Talladium), e 8 em Pd-Ag Pors-on 4 (Degussa). Desajustes foram avaliados em um implante de uma das extremidades no modelo mestre, nas faces vestibular e lingual, após torque de 20 Ncm. Foram realizadas 3 leituras em cada face. As estruturas fundidas em Ni-Cr-Ti apresentaram os melhores níveis de desadaptação.

Hecker e Eckert³⁰ (2003) aplicaram cargas cíclicas em próteses sobre implantes *in vitro* e verificaram as alterações nas adaptações de componentes protéticos durante o tempo de aplicação das cargas. Quinze supra-estruturas fundidas por técnica convencional foram parafusadas (10 Ncm) a pilares previamente parafusados (20 Ncm) a implantes fixados em uma base rígida. Estas estruturas foram submetidas a três situações de cargas cíclicas, ou seja, cargas aplicadas em diferentes regiões: anterior, posterior unilateral e posterior bilateral. Os autores verificaram diminuição significativa nos valores de desajustes verticais no grupo onde foram aplicadas cargas na região anterior, mas aumento quando as cargas foram aplicadas nas regiões de *cantilevers* posteriores.

Proposição

3 Proposição

O objetivo do presente estudo foi avaliar os níveis de desajuste vertical e perda de torque em modelos representativos de um segmento de infraestrutura de prótese fixa sobre implantes parafusada, confeccionados a partir de cilindros calcináveis e cilindros pré-usinados em níquel-crômio-titânio, fundidos em níquel-crômio ou níquel-crômio-titânio e fixados em um conjunto pilar / implante por meio de parafusos protéticos de titânio, verificando a relação entre essas duas variáveis.

Material e método

4 Material e método

4.1 Obtenção dos corpos-de-prova

4.1.1 Enceramento

Um cilindro de PVC de dimensões 20 x 20 mm foi preenchido com uma silicona de adição Express STD (3M/Espe), manipulada de acordo com as especificações do fabricante, e posicionado na base de um paralelômetro Bio-Art B-2 (Bio-Art).

Um Análogo Mini Pilar Cônico 4.1 Titânio (Neodent® Implante Osseointegrável) foi posicionado na extremidade inferior da haste vertical móvel do paralelômetro por meio de um parafuso do Transfer Mini Pilar Cônico 4.1 de Arrasto (Neodent® Implante Osseointegrável) e em seguida inserido verticalmente no centro do cilindro até aproximadamente 3,0 mm abaixo do nível da plataforma do análogo onde se encaixa o pilar. Após a plastificação da silicona esta foi tracionada pela porção inferior do cilindro de forma a extrair uma pequena parte deste material. Dois pequenos entalhes foram confeccionados para proporcionar uma melhor adaptação de uma moldeira individual produzida posteriormente (figura 1). Este conjunto serviu de base para os procedimentos a seguir.

Um dispositivo plástico cilíndrico adaptado foi posicionado sobre o análogo preso ao cilindro e fixado com cera 7 à base de silicone, com o intuito de se fazer um alívio. Esse conjunto foi isolado com isolante para resinas e em seguida uma resina acrílica incolor Vipi Flash (Vipi Flash) foi manipulada e acomodada sobre ele, e manualmente foi dada uma forma de cápsula, que serviu como moldeira. Após a polimerização da resina, um dispositivo plástico (prendedor de cabelos) em forma de garra com uma mola que permitia a sua abertura e fechamento foi fixado em um dos lados da moldeira com a mesma resina acrílica. Em seguida foi realizado um corte longitudinal aproximadamente no centro da moldeira com disco de carborundum, de forma que foram obtidas duas metades da moldeira fixadas em cada braço do dispositivo plástico (figura 3). Este procedimento visava facilitar o procedimento de moldagem do enceramento e a realização subsequente dos sucessivos enceramentos.

Um Cilindro Mini Pilar Cônico 4.1 Calcinável (Neodent® Implante Osseointegrável) foi parafusado sobre o análogo com um parafuso de transferente para este pilar e foi realizado o enceramento com cera SDS Kerr (Kerr), de forma a simular uma porção individual de uma infra-estrutura metálica para uma prótese fixa sobre implantes, relativa a um dos implantes pilares desta prótese (figura 2). Neste enceramento havia uma saliência em uma das faces para a identificação da face lingual. Com a moldeira individualizada foi realizada uma moldagem do enceramento, devidamente posicionado na base, com o poliéter Impregum (3M/Espe), que serviu de matriz para a obtenção dos demais enceramentos de forma padronizada (figura 3).

Quarenta cilindros, sendo 20 Cilindros Mini Pilar Cônico 4.1 Calcináveis e 20 Cilindros Mini Pilar Cônico 4.1 Tilita (Neodent® Implante Osseointegrável) foram gradativamente posicionados na base e encerados através do encaixe da matriz preenchida com cera fluida aquecida em um plastificador elétrico de cera Hotty (Refert) nesta base. Após o resfriamento da cera, a matriz era aberta e um acabamento era realizado com espátula aquecida.

Figura 1 Base para enceramento dos corpos-de-prova.

Figura 2 Enceramento inicial.

Figura 3 Moldagem do enceramento.

4.1.2 Inclusão

Os corpos-de-prova foram incluídos 5 a 5 em anéis metálicos para fundição. *Sprues* pré-fabricados tamanho pequeno (PASOM) foram unidos aos corpos-de-prova na porção ocluso-lingual de cada um deles de forma a deixá-los com uma inclinação aproximada de 45° em relação ao eixo perpendicular dos anéis. Em uma base de borracha apropriada (EDG) os *sprues* foram fixados com cera 7 plastificada, posicionando os corpos-de-prova na região abaixo do centro térmico do anel e com um espaço de aproximadamente 5 mm da borda lateral deste.

Um *spray* anti bolhas (Dentaurum) foi borrifado internamente nos anéis, sobre os corpos-de-prova, a uma distância de aproximadamente 10 cm.

O revestimento para fundições em alta temperatura Termocast (Polidental) foi manipulado à vácuo, de acordo com as recomendações do fabricante (250 gramas do pó e 40 mililitros do líquido), em uma máquina modelo A 1168 / 97 (Polidental) e inserido gradativamente sob vibração nos anéis de fundição.

4.1.3 Fundição

Cada anel foi deixado sobre bancada à temperatura ambiente, até o início da reação de cristalização do revestimento. Após 40 minutos, o anel foi levado ao forno elétrico de pré-aquecimento, para expansão do revestimento e eliminação da cera.

Os anéis foram aquecidos até uma temperatura de aproximadamente 950°C durante aproximadamente 2 horas e quarenta minutos em um forno de pré-aquecimento EDG 10P-S (EDG) e em seguida colocados no forno de fundição Discovery Plasma (EDG), que promove fusão por arco voltaico de corrente contínua através de eletrodo de tungstênio, sobre crisol (cadinho) especial de cobre e sob vácuo e atmosfera inerte de argônio (figuras 5 e 6).

A unidade de fundição da máquina Discovery Plasma é formada por duas câmaras interligadas. O metal a ser utilizado deve apresentar-se sob a forma de pastilhas, as quais são posicionadas sobre o crisol de cobre na câmara superior e fundidas pela corrente elétrica gerada por arco voltaico. Depois de fundido, o metal é injetado no molde, posicionado na câmara inferior, por ação do vácuo gerado nas duas câmaras e da pressão de argônio aplicada à câmara superior. Todo o processo de fundição ocorreu programado e automaticamente.

Duas ligas foram utilizadas: Ni-Cr (Verabond II, Aalba Dent) e Ni-Cr-Ti (Tilite Ômega, Talladium). Ambas apresentavam recomendações semelhantes

quanto à fundição (pré-aquecimento e temperatura de fundição). Para as duas ligas foi empregado o ciclo representado na figura 4.

Quatro pastilhas de cada liga pesando 6 g cada, foram utilizadas por cilindro, ou seja, 24 g para cinco corpos-de-prova totalizando 96 g utilizados por liga.

Figura 4 Ciclo térmico de expansão do revestimento e eliminação da cera para fundição em Ni-Cr e Ni-Cr-Ti.

Figura 5 Máquina de fundição Discovery Plasma

Fig. 6. Anel posicionado na máquina de fundição Discovery Plasma

4.1.4 Desinclusão

Após o resfriamento em temperatura ambiente, os cilindros foram desincluídos por meio de uma prensa hidráulica EDG (EDG) e em seguida o revestimento foi removido com um martelo pneumático e jateado com partículas de óxido de alumínio de 60 μ m de tamanho, com auxílio da máquina Mult Jet III (EDG) com pressão de até 90 Psi, até a total remoção do revestimento, externa e internamente (figura 7).

4.1.5 Acabamento

Os *sprues* fundidos foram cortados com um disco de carborundum preso a um mandril acoplado em um torno de alta rotação (Nevoni), e um acabamento foi realizado com uma broca Transmetal (KG Sorensen) (figura 8).

Figura 7 Corpos-de-prova após a desinclusão.

Figura 8 Todos os corpos de prova após o acabamento.

4.1.6 Marcação dos parafusos protéticos

Quarenta Parafusos Mini Pilar Cônico II 4.3 altura 3,0 mm (Neodent® Implante Osseointegrável) foram randomizados e armazenados individualmente em tubos de Ependorff. Uma numeração foi feita para registrar cada parafuso individualmente.

Num dispositivo de latão de forma cilíndrica foi realizada uma fenda, com uma serra para ouro, no sentido de seu longo eixo, com profundidade de aproximadamente $2/3$ do diâmetro. Um furo no centro do seu longo eixo com o diâmetro de aproximadamente 2,0 mm, correspondendo ao diâmetro aproximado da cabeça dos parafusos protéticos, foi confeccionado com uma broca de mesmo diâmetro. Este dispositivo foi adaptado a uma placa universal de torno (figura 9). Cada parafuso foi posicionado de forma a permanecer aproximadamente 1 mm da cabeça do parafuso acima do nível do dispositivo de latão. Uma ponta de aço carbono pontiaguda, de alta dureza, foi utilizada manualmente para marcação de um ponto nas porções internas dos hexágonos das cabeças de cada parafuso (figura 10), a fim de padronizar a identificação de um lado dos parafusos para a análise por meio de um microscópio eletrônico de varredura, antes e após o torque deles.

Figura 9 Dispositivo com o parafuso posicionado na base universal de torna para a marcação.

Figura 10 Parafuso sendo marcado com a ponta de aço carbono.

4.2 Registro dos torques de aperto

Um cubo de alumínio com dimensões 12 x 12 x 20 mm foi perfurado com uma broca de furadeira de diâmetro aproximado de 3,7 mm até uma profundidade de 13 mm, perpendicularmente ao seu longo eixo. Em seguida foi utilizada uma broca tipo Macho TII 3.5 (Neodent® Implante Osseointegrável). Dois acessos laterais foram realizados para o rosqueamento de mini parafusos que serviram de trava para o implante que foi rosqueado. Este implante, Titamax II (Neodent® Implante Osseointegrável) com dimensões 3,75 x 13 mm de encaixe tipo hexágono interno, foi rosqueado no orifício perpendicular com o auxílio de uma Chave Digital Hexágono Interno (Neodent® Implante Osseointegrável) até o nível

do início da cinta do implante. Os mini-parafusos foram rosqueados em seus acessos laterais para um melhor travamento do implante.

A base foi marcada com ponta diamantada esférica nas laterais aleatoriamente com as letras M, D, V e L para a identificação do posicionamento das faces mesial, distal, vestibular e lingual das infra-estruturas respectivamente (figura 11).

Um pilar tipo Mini Pilar Cônico Neodent (Neodent® Implante Osseointegrável) de encaixe Hexágono interno foi parafusado ao implante com torque recomendado de 20 Ncm através de um torquímetro digital TQ 680 (Instruterm Instrumentos de Medição Ltda).

Cada infraestrutura fundida foi parafusada uma a uma ao implante com um torque aproximado de 10 Ncm por meio do torquímetro digital TQ 680, como recomendado. As infraestruturas foram posicionadas de forma padronizada com as faces mesial, distal, vestibular e lingual sempre na mesma posição, conferidas com as marcações feitas na base de alumínio previamente.

Figura 11 Corpo-de-prova parafusado à base de alumínio.

O torquímetro digital TQ 680 (Instruterm Instrumentos de Medição Ltda) era acoplado a uma base de microscópio óptico adaptada para esta função (desenvolvida pelo Laboratório de Projetos Mecânicos do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia).

Com o auxílio de uma placa de vidro, a base de alumínio com o corpo-de-prova posicionado sem torque era estabilizada (figura 12). O torquímetro digital preso a uma haste móvel da base e com uma chave Conexão para torque hexagonal 1.2mm (Neodent® Implante Osseointegrável) presa na sua extremidade inferior, era encaixado até o assentamento desta nos hexágonos das cabeças dos parafusos, perpendicularmente ao longo eixo do implante. Um teste de estabilidade era realizado girando-se suavemente o torquímetro nos sentidos horário e anti-horário verificando-se qualquer báscula, até a obtenção de um perfeito encaixamento (figura 13).

O torquímetro devidamente ajustado era ligado e formatado para o registro do torque em Ncm a partir de zero. A base de alumínio era girada no sentido anti-horário e à medida que o parafuso era apertado o *display* do torquímetro registrava o torque progressivamente com a precisão de uma casa decimal até um torque de aproximadamente 10,0 Ncm. Estes valores foram anotados e apresentaram uma variação entre os corpos-de-prova de 10 a 11,4 Ncm, já que o aperto era realizado manualmente e em algumas situações não foi possível a estagnação do giro da base quando o torquímetro registrava 10 Ncm exatamente.

Figura 12 Corpo-de-prova estabilizado por uma placa de vidro.

Figura 13 Corpo-de-prova posicionado para o registro do torque

Figura 14 Microscópio óptico TM (Mitutoyo) da Faculdade de Odontologia de Uberlândia

4.3 Registro dos desajustes verticais

Assim que o torque inicial foi registrado, a base com os corpos-de-prova parafusados foram levados a um microscópio óptico TM (Mitutoyo), da Faculdade de Odontologia de Uberlândia, onde foram analisadas e registradas as distâncias verticais em quatro regiões da interface infra-estrutura / pilar (figura 14).

Em cada extremidade da cada face do corpo-de-prova foram realizadas três leituras das distâncias verticais, tendo-se como referência a extremidade da infra-estrutura e do pilar.

O corpo-de-prova era posicionado na base do microscópio e após a focalização da região a ser analisada, o cursor do microscópio era posicionado

sobre a extremidade da imagem do pilar e o *display* era acionado registrando a distância em 0 μm . A medida que o cursor movimentava-se o registro da distância aumentava gradativamente até quando o cursor atingia a extremidade da infraestrutura. O registro desta distância era então anotado. Este procedimento foi repetido três vezes para cada posição, totalizando 12 medições por corpo-de-prova e, portanto, 480 medições para todos os corpos-de-prova.

4.4 Registro dos torques de desaperto

Logo após as medições de cada corpo-de-prova o torque de remoção dos parafusos foi registrado pelo torquímetro digital, realizando-se os mesmos procedimentos de adaptação da base e da chave do torquímetro, porém girando a base no sentido horário até o afrouxamento do parafuso. O valor do torque de remoção foi anotado para as análises estatísticas.

Todos os 40 parafusos foram analisados quanto a perda do torque e distâncias verticais nas margens das interfaces pilar / prótese.

4.5 Registro de imagens em microscopia eletrônica de varredura (MEV)

4.5.1 Registro inicial

Após a marcação dos parafusos estes foram analisados através de um Microscópio Eletrônico de Varredura de Pressão Variável LEO 435 VP (LEO Electron Microscopy Ltd.) do Núcleo de Apoio à Pesquisa / Microscopia Eletrônica Aplicada à Pesquisa Agropecuária (NAP/MEPA) da Escola Superior de Agricultura “Luiz de Queiroz” – ESALQ/USP (figura 15), com aumentos padronizados de 140 vezes para a avaliação de alterações nas roscas, colos e corpos dos parafusos por meio de medições de pontos padronizados antes e após o torque. Algumas imagens também foram registradas com aumentos de 300 e 500 vezes para ilustração da forma e alterações ocorridas durante o torque.

Os parafusos novos foram fixados em *stubs* (Procind) metálicos, dispositivos para posicionamento dos corpos-de-prova no MEV, através de uma fita adesiva carbonada dupla face, posicionados em uma plataforma do MEV (figura 16) e acionado o vácuo após a inserção dos exemplares na câmara do microscópio. Quando o vácuo era atingido, os parafusos eram deslocados por controle mecânico e posicionados no campo de visão (as imagens eram analisadas pelo monitor de um microcomputador conectado ao microscópio). Após

a focalização da imagem desejada em seu devido aumento e escaneamento, esta era salva em uma pasta de arquivos do processador conectado ao MEV. Após o término do registro das imagens, estas eram gravadas em um dispositivo *zip* e posteriormente gravadas em *cd*.

4.5.2 Registro final

Após os procedimentos de registro do torque e dos desajustes verticais os parafusos eram novamente analisados por meio do MEV, sendo os registros das imagens em posições aproximadamente semelhantes às iniciais, pela colocação destes nos *stubs*, levando em consideração a posição da marcação feita previamente na cabeça dos parafusos. Os aumentos das imagens também foram os mesmos registrados inicialmente.

4.6 Registro de imagens em microscopia óptica

Todos os corpos-de-prova foram fotografados por meio de uma câmera digital CC 8703 (GKB) acoplada a um microscópio óptico Neophot 30 (Carl Zeiss) (figura 17). Os corpos-de-prova foram posicionados na base do microscópio óptico, e simultaneamente à regulagem manual da magnificação e foco desejados, as imagens eram capturadas pela câmera digital e visualizadas no monitor de um microcomputador (figura 18) ao qual a câmera estava conectada. Através de comandos com um *mouse* as imagens eram capturadas e salvas. Foram realizadas tomadas fotográficas em diferentes regiões dos corpos-de-prova (interfaces pilar / implante e pilar / prótese, base do corpo-de-prova e interior dos cilindros antes e após a fundição) em diferentes magnificações (10, 12,5, 20 e 25 vezes), com o objetivo de se registrar características dos cilindros antes e após as fundições e do assentamento dos corpos-de-prova.

Figura 15 Microscópio Eletrônico de Varredura de pressão variável LEO 435 VP do NAP / MEPA – ESALQ / USP.

Figura 16 Plataforma com os stubs posicionados para a inserção na câmara do MEV.

Figura 17 Microscópio óptico Neophot 30 com câmera digital GKB acoplada, do laboratório de Laser e Corrosão do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP / USP.

Figura 18 Imagem capturada e visualizada no monitor do microcomputador acoplado à câmera digital.

4.7 Análise estatística

Todos os dados anotados foram inseridos no programa SPSS versão 12.0 (SPSS Inc.), processados e analisados. De acordo com a distribuição dos valores analisados por teste estatístico de frequências das amostras, foram realizados testes específicos de comparação entre as médias das perdas de torque e de desajustes de cada grupo.

Os grupos foram comparados entre si, dois a dois, para verificação de semelhança / diferença estatística significativa por meio do Teste *T* para amostras de dois grupos com distribuição normal, e pelo Teste não-paramétrico *Mann-Whitney* quando pelo menos um dos grupos apresentava distribuição não-normal.

Após a verificação da frequência para todos os 40 valores das médias das perdas de torque (%) e os 40 valores das médias dos desajustes (μm) separadamente, esses valores foram analisados e comparados por meio do Teste de *Spierman* para verificação da co-relação entre as duas variáveis.

Resultados

5 Resultados

5.1 Perda de torque

Todos os valores de torque de aperto e desaperto registrados foram devidamente anotados e estão organizados na tabela 1.

Tabela 1 Valores dos torques (Ncm) de aperto (Ta) e desaperto (Td) de cada corpo-de-prova dos grupos: G1 - cilindro calcinável + fundição Ni-Cr; G2 - cilindro tilite + fundição tilite; G3 - cilindro calcinável + fundição tilite; G4 – cilindro tilite + fundição Ni-Cr.

<i>Torque (Ncm)</i>											
Corpos-de-prova		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
G1	Ta	10,4	10,0	10,0	10,0	10,1	10,2	10,2	10,1	10,1	10,2
	Td	7,7	4,1	7,9	7,6	7,8	5,6	7,7	8,0	7,2	6,8
G2	Ta	10,0	10,1	10,0	10,3	10,0	10,0	11,4	10,0	10,2	10,2
	Td	6,1	8,5	8,5	6,4	6,9	8,9	9,1	8,1	8,7	8,7
G3	Ta	10,0	10,1	10,1	10,0	10,1	10,0	10,0	10,6	10,0	10,2
	Td	6,2	5,5	2,9	5,9	6,1	2,4	4,9	4,8	6,1	3,6
G4	Ta	10,0	10,1	10,0	10,0	10,1	10,1	10,3	10,0	10,0	10,1
	Td	4,2	6,8	4,6	4,6	7,2	6,8	6,2	5,9	7,1	6,1

Os percentuais de perda de torque foram calculados por uma regra de três simples, onde o valor do torque inicial correspondia a 100% e o valor do torque de desaperto a x%; o percentual da perda correspondia à subtração do valor encontrado (x%) de 100% do torque, por exemplo:

Torque aperto = 10,1 Ncm e Torque desaperto = 6,2 Ncm	
10,1 Ncm	-----100%
6,2 Ncm	----- x%
$x = 620 \% / 10,1$	
$x = 61,39 \% \text{ (percentual equivalente ao torque de desaperto)}$	
Percentual de perda de torque = 100 % - 61,39 % = 38,61 %	

Os valores dos percentuais das perdas de torque foram agrupados (tabela 2) e serviram de base de dados para os testes estatísticos. A partir destes dados foram calculadas as médias e desvios-padrões de cada grupo (figura 19), assim como feitas as comparações entre os grupos quanto à perda do torque..

Todos os dados anotados foram inseridos no programa SPSS versão 12.0 (SPSS Inc.) processados e analisados.

De acordo com a distribuição dos valores analisados por teste estatístico de frequências das amostras, foram realizados testes específicos de comparação entre as médias das perdas de torque de cada parafuso.

Tabela 2 Percentual (%) da perda de torque obtido em todos os corpos-de-prova de todos os grupos: G1 - cilindro calcinável + fundição Ni-Cr; G2 - cilindro tilite + fundição tilite; G3 - cilindro calcinável + fundição tilite; G4 – cilindro tilite + fundição Ni-Cr..

Percentual de perda de torque (%)					
Corpos-de-prova		<u>G1</u>	<u>G2</u>	<u>G3</u>	<u>G4</u>
	1	25,96	39,00	38,00	58,00
	2	59,00	15,84	45,54	32,67
	3	21,00	15,00	71,29	54,00
	4	24,00	37,86	41,00	54,00
	5	22,77	31,00	39,60	28,71
	6	45,10	11,00	76,00	32,67
	7	24,51	20,18	51,00	39,81
	8	20,79	19,00	54,72	41,00
	9	28,71	14,71	39,00	29,00
	10	33,33	14,71	64,71	39,00

Figura 19 Distribuição gráfica das médias das perdas de torque (%) e desvios-padrões de todos os grupos: G1 - cilindro calcinável + fundição Ni-Cr; G2 - cilindro tilite + fundição tilite; G3 - cilindro calcinável + fundição tilite; G4 – cilindro tilite + fundição Ni-Cr.

Os grupos foram comparados entre si, dois a dois, para verificação de semelhança / diferença estatística significativa por meio do Teste *T* (tabela 3) para amostras de dois grupos com distribuição normal, e pelo Teste não-paramétrico *Mann-Whitney* (tabela 4) quando pelo menos um dos grupos apresentava distribuição não-normal.

Tabela 3 Resultados do Teste *T* ($p \leq 0,05$) para os valores de perdas de torque – comparações entre os grupos com distribuição de valores normal.

Grupos		Média e desvio-padrão		<i>p</i>
A	B	A	B	
G2	G3	21,83 ± 10,26	52,09 ± 14,14	0,000*
G2	G4	21,83 ± 10,26	40,89 ± 10,88	0,001*
G3	G4	52,09 ± 14,14	40,89 ± 10,88	0,063

*Diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$).

Tabela 4 Resultados do Teste *Mann-Whitney* ($p \leq 0,05$) para os valores de perdas de torque.

Grupos		Média de Variação		<i>p</i>
A	B	A	B	
G1	G2	13,20	7,80	0,041*
G1	G3	6,60	14,40	0,003*
G1	G4	7,65	13,35	0,031*

*Diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$)

O grupo G1 foi o único que apresentou distribuição não-normal. Houve diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$) entre os grupos G1 e G2 ($p = 0,041$), G1 e G3 ($p = 0,003$), G1 e G4 ($p = 0,031$), G2 e G3 ($p = 0,000$), e G2 e G4 ($p = 0,001$); e não apresentaram diferença os grupos G3 e G4 ($p = 0,063$).

Os maiores valores de médias de perdas de torque (%) foram dos grupos G3 e G4, com $50,09 \pm 14,14$ e $40,89 \pm 10,88$ respectivamente, seguidos por G1 com $30,52 \pm 12,58$ e G2 com $21,83 \pm 10,26$.

Na comparação entre os valores de perda de torque dos grupos, considerando o fator de variação cilindro, ou seja, cilindros calcináveis (G1 + G3) x cilindros tilite (G2 + G4) pelo teste T ($p \leq 0,05$) não foi evidenciada diferença estatística significativa entre os dois tipos de cilindros ($p=0,052$)(figura 20).

Na comparação entre os valores de perda de torque dos grupos considerando o fator de variação liga, ou seja, Ni-Cr (G1 + G4) x Tilite (G2 + G3) pelo teste T ($p \leq 0,05$) não foi evidenciada diferença estatística significativa entre os dois tipos de ligas ($p=0,811$)(figura 21).

Figura 20 Representação gráfica dos valores das médias e desvios-padrões da perda do torque (%) dos grupos G1 + G3 (cilindro calcinável) x G2 + G4 (cilindro Tilite).

Figura 21 Representação gráfica dos valores das médias e desvios-padrões da perda do torque dos grupos G1 + G4 (liga Ni-Cr) x G2 + G3 (liga Tilite)

5.2 Desajustes verticais

Os valores dos desajustes foram devidamente registrados e anotados (anexo - Tabela 9). Foram calculadas médias dos valores registrados em cada face analisada (mesial, distal, vestibular e lingual) e organizadas na tabela 5. Uma média geral desses valores para cada corpo-de-prova foi calculada (tabela 6) e serviu de base de dados para a realização dos testes estatísticos.

Tabela 5 Valores das médias das leituras (μm) em cada face (M - mesial, D – distal, V – vestibular, L – lingual) de cada corpo-de-prova.

Desajuste Vertical (µm)																	
Corpos-de-prova		G1				G2				G3				G4			
		M	D	V	L	M	D	V	L	M	D	V	L	M	D	V	L
	1	5,67	0	10,67	0	9,33	7	11,33	0	36	0	8	13,33	18	0	0	0
	2	7,33	8,33	0	12	50	32,33	47	29,33	71,67	0	23,67	42	20	0	0	0
	3	96,67	34,67	0	132,33	5,33	0	0	0	55,67	22,67	0	61,67	0	0	0	0
	4	14,33	17,67	11,67	0	0	0	0	7,67	21,67	0	0	0	0	14	0	0
	5	0	39,33	16,67	12	14	9,33	17	10,67	19,67	28,33	0	38,67	0	0	0	0
	6	70,67	167	157,33	0	0	0	0	0	0	16	0	14	0	13,67	0	0
	7	32,33	28,33	66	0	0	0	0	0	99,33	8,33	15	94,67	47,33	0	0	21,67
	8	0	0	0	0	0	0	0	0	66,33	21,33	19	60	0	0	0	0
	9	13	11,33	0	0	0	0	0	0	117,33	27,67	20,33	133	19,33	0	13,67	0
	10	39	50	25,33	0	0	0	0	0	37,33	24	0	59	24	0	19	0

Tabela 6 Valores das médias gerais (médias M+D+V+L / 4) dos desajustes (μm) de cada corpo-de-prova.

	Médias dos desajustes (μm)				
Corpos-de-prova		G1	G2	G3	G4
	1	4,08	6,92	14,33	4,50
	2	6,92	39,67	34,33	5,00
	3	65,92	1,33	35,00	0,00
	4	10,92	1,92	5,42	3,50
	5	17,00	12,75	21,67	0,00
	6	98,75	0,00	7,50	3,42
	7	31,67	0,00	54,33	17,25
	8	0,00	0,00	40,92	0,00
	9	6,08	0,00	74,58	8,25
10	28,58	0,00	30,08	10,75	

Todos esses dados (médias gerais dos desajustes dos corpos-de-prova) foram submetidos a análises de frequência, cálculos das médias e desvios-padrões (figura 22) e em seguida realizados os testes *T* e *Mann-Whitney* para comparação entre os diferentes grupos (tabelas 7 e 8 respectivamente).

Figura 22 Distribuição gráfica das médias e erros-padrões dos valores dos desajustes verticais (µm) de cada grupo.

Tabela 7 Resultado do Teste *T* ($p \leq 0,05$) para os valores de desajustes verticais – comparações entre os grupos com distribuição de valores normal.

Grupos		Média e desvio-padrão		<i>p</i>
A	B	A	B	
G3	G4	31,82 ± 21,43	5,27 ± 5,51	0,001*

*Diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$)

Tabela 8 Resultados do Teste de *Mann-Whitney* ($p \leq 0,05$) para os valores de desajustes verticais.

Grupos		Média de variação		<i>p</i>
A	B	A	B	
G1	G2	13,40	7,60	0,026*
G1	G3	9,00	12,00	0,257
G1	G4	13,35	7,65	0,031*
G2	G3	6,50	14,50	0,002*
G2	G4	9,45	11,55	0,412

*Diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$).

Os grupos G1 e G2 apresentaram distribuição não-normal, enquanto os grupos G3 e G4 distribuição normal dos seus valores. Foram observadas diferenças estatisticamente significante ($p \leq 0,05$) entre os grupos G1 e G2 ($p=0,026$), G1 e G4 ($p=0,031$), G2 e G3 ($p=0,002$) e G3 e G4 ($p=0,001$); enquanto não foram evidenciadas diferenças estatisticamente significante entre os grupos G1 e G3 ($p=0,257$), e G2 e G4 ($p=0,412$).

Os maiores valores de médias de desajustes (μm) foram dos grupos que utilizaram cilindros calcináveis, 31,82 e 26,99, para G3 e G1 respectivamente, seguidos do G2 com 6,26 e G4 com 5,27.

Na comparação entre os valores de desajustes dos grupos, considerando o fator de variação cilindro, ou seja, cilindros calcináveis (G1 + G3) x cilindros tilite (G2 +G4) pelo teste *Mann-Whitney* ($p \leq 0,05$) foi evidenciada diferença estatística significativa entre os dois tipos de cilindros ($p=0,000$), sendo que os maiores valores de desajustes foram dos grupos que utilizaram cilindros calcináveis (figura 23).

Na comparação entre os valores de desajustes dos grupos considerando o fator de variação liga, ou seja, Ni-Cr (G1 + G4) x Tilite (G2 +G3) pelo teste *Mann-Whitney* ($p \leq 0,05$) não foi evidenciada diferença estatística significativa entre os dois tipos de ligas ($p=0,615$)(figura 24).

Figura 23 Representação gráfica dos valores das médias e erros-padrões dos desajustes (μm) entre G1 + G3 (cilindro calcinável) x G2 + G4 (cilindro Tilite).

Figura 24 Representação gráfica dos valores das médias e erros-padrões dos desajustes (μm) entre G1 + G4 (liga Ni-Cr) x G2 + G3 (liga Tilite).

Após a verificação da frequência para todos os 40 valores das médias das perdas de torque (%) e os 40 valores das médias dos desajustes (μm) separadamente, onde foi verificada distribuição não-normal para os valores dos desajustes, todos esses valores foram comparados por meio do Teste de *Spierman* para verificação da co-relação entre as duas variáveis. O teste evidenciou co-relação ($p \leq 0,05$) entre as duas variáveis com coeficiente de correlação 0,374 ($p = 0,017$).

5.3 Imagens de microscopia eletrônica de varredura

As imagens registradas com aumento de 140x possibilitaram uma visão geral dos corpos dos parafusos protéticos, possibilitando inclusive verificar amassamentos nas roscas (figuras 26, 27, 29 e 30) antes e após o torque, que foram detalhadamente verificados nos aumentos 300x (figura 25) e 500x (figuras 28 e 31).

5.4 Imagens de microscopia óptica

As imagens registradas possibilitaram a verificação de defeitos de fundição interna e externamente nos cilindros (figuras 35A, 37B, 38A, 42), desvios dos parafusos provocados pelos defeitos de fundição (figuras 38 B) e seu posicionamento normal (figura 39), aspectos dos cilindros antes (figuras 32A, 33A, 34A) e após a fundição (figuras 32B, 33B, 34B, 35A e B, 36A e B, 37A e B) e diferenças nos desajustes das interfaces pilar / cilindro protético dos diferentes corpos-de-prova (figuras 40, 41, 42).

5.3 Imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura

Figura 25 Colo do parafuso do corpo-de-prova 5 do grupo 1 antes (A) e após (B) o torque (magnificação de 300 x).

Figura 26 Parafuso do corpo-de-prova 6 do grupo 1 antes (A) e após (B) o torque (magnificação de 140 x).

Figura 27 Parafuso do corpo-de-prova 7 do grupo 2 antes (A) e após (B) o torque (magnificação de 140 x).

Figura 28 Duas roscas mais próximas do colo do parafuso do corpo-de-prova 1 do grupo 3 antes (A) e após (B) o torque (magnificação de 500x).

Figura 29 Parafuso do corpo-de-prova 10 do grupo 3 antes (A) e após (B) o torque (magnificação de 140x).

Figura 30 Parafuso do corpo-de-prova 6 do grupo 4 antes (A) e após (B) o torque (magnificação de 140x).

Figura 31 Duas roscas mais próximas do colo do parafuso do corpo-de-prova 1 do grupo 4 antes (A) e após (B) o torque (magnificação 500x).

5.4 Imagens obtidas por microscopia óptica

Figura 32 Cilindro calcinável antes da fundição: visão inferior – área que entra em contato com o pilar (A – x 10) e interna - dentro da câmara de acesso do parafuso (B – x 25). Corpo-de-prova 4 do grupo 3.

Figura 33 Cilindro Tilite antes da fundição: visão inferior – área que entra em contato com o pilar (A – x 10) e interna - dentro da câmara de acesso do parafuso (B – x 25). Corpo-de-prova 3 do grupo 4.

Figura 34 Cilindro calcinável antes (A – x 25) e após (B – x 25) a fundição: visão inferior – área que entra em contato com o pilar . Corpo-de-prova 1 do grupo 3.

Figura 35 Cilindros fundidos: visão inferior – área que entra em contato com o pilar. Corpo-de-prova 6 do grupo 1 (A – x 10) e corpo-de-prova 6 do grupo 3 (B – x 12,5).

Figura 36 Cilindros fundidos: visão inferior – área que entra em contato com o pilar. Corpo-de-prova 4 do grupo 2 (A – x 20) e corpo-de-prova 5 do grupo 4 (B – x 12,5).

Figura 37 Borda lateral dos corpos-de-prova. Corpo-de-prova 8 do grupo 2 (A – x 10) e corpo-de-prova 10 do grupo 1 (B – x 12,5).

Figura 38 Visão interna da câmara de acesso ao parafuso com defeito de fundição (A – x 25) e com desvio da posição do parafuso (B – x 25). Corpo-de-prova 3 do grupo 1.

Figura 39 Visão interna de um parafuso em posição normal (A – x 25) - corpo-de-prova 1 do grupo 2.

Figura 40 Visão externa das interfaces pilar / implante sem desajuste vertical (1) e pilar / prótese com desajuste vertical (2). Corpo-de-prova 3 do grupo 1 (x 10).

Figura 41 Visão das interfaces parafusadas - corpo-de-prova 3 do grupo 4 (x 10).

Figura 42 Visão das interfaces parafusadas - corpo-de-prova 6 do grupo 1 (x 10).

Discussão

6 Discussão

O afrouxamento dos parafusos é um problema relevante nas reabilitações sobre implantes que ocorre com frequência significativa (Goodacre; Kan; Rungcharassaeng²⁵, 1999; Hanses et al.²⁹, 2002; Goodacre; Bernal; Rungcharassaeng²⁶, 2003).

O conhecimento da mecânica dos sistemas parafusados é essencial para se obter resultados nas diversas variedades de situações clínicas (Al Rafee et al.⁴, 2002), porém é muito complexa e muito pouco se conhece a respeito da exata natureza da interface de união e das interações que ocorrem durante e após o procedimento de aperto (Cantwell; Hobkirk¹⁵, 2004).

Em uma conexão parafusada rígida a consideração do ponto de vista funcional mais importante é a força inicial de união, ou pré-carga, desenvolvida para o aperto dos parafusos, contudo, a realidade clínica é que as restaurações sobre implantes são continuamente submetidas a forças de separação da conexão prótese / implante. Estas forças são: contatos excursivos, contatos excêntricos provocados por pilares angulados ou plataforma oclusal larga, contatos interproximais, contatos em cantilever, e infraestruturas sem passividade (McGlumphy et al.⁴⁷, 1998).

Diversos fatores estão envolvidos na compressão exercida na articulação, ou junção, de próteses parafusadas tais como: módulo de elasticidade dos materiais envolvidos, adaptação dos componentes, lubrificação, torque aplicado, temperatura do sistema, coeficiente de fricção entre as superfícies em contato, (Burguete et al.¹³, 1994; Carotenuto et al.¹⁶, 1999; Lang et al.⁴¹, 2002; Tzenakis et al.⁶⁰, 2002; Cantwell; Hobkirk¹⁵, 2004; Bozkaya; Müftü¹¹, 2005), além do desenho da cabeça do parafuso (Kalluss; Bessing³⁶, 1994; McGlumphy et al.⁴⁷, 1998).

Quando a pré-carga é muito grande o parafuso pode fraturar, mas em um nível bem inferior a este o parafuso pode sofrer uma deformação plástica resultando em perda de pré-carga. Quando ela for estabelecida dentro do limite elástico do parafuso, este estará apto a manter a junção das partes unidas desde que as forças externas aplicadas sejam inferiores à pré-carga (Cantwell; Hobkirk¹⁵, 2004).

Se a junção não se separa quando forças são aplicadas, o parafuso não afrouxa. Existem dois fatores primários para se manter os parafusos apertados: maximizar a força de união e minimizar as forças de separação (McGlumphy⁴⁶, 1994; McGlumphy et al.⁴⁷, 1998; Siamos; Winkler; Kenneth⁵⁵, 2002).

A perda de torque pode apresentar várias causas: desajustes nas próteses (Sones⁵⁷, 1989; Weinberg⁶³, 1993; Burguete et al.¹³, 1994; McGlumphy⁴⁶, 1994; May et al.⁴⁵, 1997; McGlumphy et al.⁴⁷, 1998; Taylor⁵⁸, 1998; Nissan et al.⁵⁰, 2001), quantidade de pré-carga (Binon⁷, 1996; Carotenuto et al.¹⁶, 1999; Pesun et al.⁵², 2001; Siamos; Winkler; Boberick⁵⁵, 2002; Tzenakis et al.⁶⁰, 2002; Khraisat et al.³⁸,

2004; Bozkaya; Müftü¹¹, 2005), alteração no coeficiente de fricção entre as superfícies de contato (Aboyoussef et al.¹, 2000; Weiss et al.⁶⁴, 2000; Martin et al.⁴⁴, 2001; Winkler et al.⁶⁵, 2003; Bozkaya; Müftü¹¹, 2005), deformação dos parafusos após a pré-carga (Aboyoussef et al.¹, 2000), a união de implantes a dentes naturais (McGlumphy et al.⁴⁷, 1998), a extensão de longos cantilevers (McGlumphy⁴⁶, 1994; McGlumphy et al.⁴⁷, 1998; Brosky, Koriath; Hodges¹², 2003), concentração de estresse nos parafusos (Burguete et al.¹³, 1994; Weiss et al.⁶⁴, 2000; Bakaeen; Winkler; Neff⁶, 2001) tipos de cargas aplicadas nas próteses (McGlumphy⁴⁶, 1994; Cibirka et al.²¹, 2001; Guichet et al.²⁸, 2002; Alkan; Ekici³, 2004) acabamento e fundição dos parafusos (Weiss et al.⁶⁴, 2000; Khraisat et al.³⁸, 2004), deformação plástica e relaxamento torsional das superfícies em contato (Cantwell; Hobkirk¹⁵, 2004; Bozkaya; Müftü¹¹, 2005), área de contato (Bozkaya; Müftü¹¹, 2005).

Deformações plásticas e polimento das superfícies ocorrem quando os parafusos são submetidos a cargas compressivas tanto em estado dinâmico como estático. Isto causa a redução da superfície de fricção e resulta na perda da pré-carga com o tempo. (Cantwell; Hobkirk¹⁵, 2004)

A perda de torque pode levar ao afrouxamento do parafuso e conseqüentemente aumentando os níveis de desajustes, o acúmulo de placa bacteriana, desconforto dos pacientes, os riscos de fratura dos parafusos (Aboyoussef et al.¹, 2000; Weiss et al.⁶⁴, 2000; Hanses et al.²⁹, 2002) e de fratura das próteses (Weiss et al.⁶⁴, 2000; Hanses et al.²⁹, 2002).

Para assegurar uma função correta e prevenir sobrecarga, a conexão entre os componentes envolvidos na reabilitação sobre implantes deve ser mantida passiva e em íntimo contato (Al Rafee et al.⁴, 2002).

Outro problema das próteses sobre implantes constantemente abordado na literatura é o desajuste comum nas interfaces pilar / implante e pilar / cilindro protético (Sones⁵⁷, 1989; Goll²⁴, 1991; Millington; Leung⁴⁸, 1995; Binon⁷, 1996; Binon; McHugh¹⁰, 1996; Cheshire; Hobkirk²⁰, 1996; Jemt³⁴, 1996; Jemt et al.³⁵, 1996; Uludamar; Leung⁶¹, 1996; Rangert; Sullivan; Jemt⁵³, 1997; Byrne et al.¹⁴, 1998; Taylor⁵⁸, 1998; O'Mahony⁵¹, 2000; Gratton et al.²⁷, 2001; Hoyer et al.³², 2001; Carvalho et al.¹⁸, 2002; Costa et al.²², 2003; Hecker; Eckert³⁰, 2003; Sartori et al.⁵⁴, 2004; Natali; Pavan; Ruggero⁴⁹, 2005). Diversos estudos têm citado este problema como fator importante na desestabilização da pré-carga das junções parafusadas, porém poucos trabalhos têm sido publicados com estudos relativos ao real efeito dos desajustes na perda de torque de parafusos protéticos (Binon⁷, 1996; Binon; McHugh¹⁰, 1996; Carr; Brunski; Hurley¹⁷, 1996; Rangert; Sullivan; Jemt⁵³, 1997).

Diversos fatores podem influenciar a formação de desajustes em próteses: qualidade do aperto dos parafusos (Cheshire; Hobkirk²⁰, 1996; Rangert; Sullivan; Jemt⁵³, 1997; Cibirka et al.²¹, 2001; Gratton et al.²⁷, 2001), região de aplicação de cargas (O'Mahony et al.⁵¹, 2000; Hecker; Eckert³⁰, 2003), fundições imprecisas, seleção e manuseio dos componentes (Rangert; Sullivan; Jemt⁵³, 1997), técnica de moldagem (Nissan et al.⁵⁰, 2001).

Os desajustes podem gerar fadiga nos parafusos protéticos e podem levá-los a falhar (Weinberg⁶³, 1993; Burguete et al.¹³, 1994), além de provocar concentração de estresse na supra-estrutura protética (Millington; Leung⁴⁸, 1995; Uludamar; Leung⁶¹, 1996), perda de torque (Binon⁸, 1996; Binon; McHugh¹⁰, 1996), alterações nos tecidos moles (Gratton et al.²⁷, 2001), concentração de cargas no osso (Skalak⁵⁶, 1983; Rangert; Sullivan; Jemt⁵³, 1997; Natalie et al.⁴⁹, 2005), e sobrecarga nos implantes (Weinberg⁶³, 1993).

Os desajustes protéticos geram tensões indesejadas, porém o valor exato de desajuste que possa causar problemas clinicamente e uma forma adequada de mensuração clinicamente ainda não são conhecidos (Taylor; Agar⁵⁹, 2002)

A definição de afrouxamento é confusa e não existe padronização, portanto, foi preferível quantificar a perda de torque dos parafusos protéticos. Esta perda provavelmente tem como consequência o afrouxamento dos parafusos, que quando submetidos a cargas em situações extremas, torna possível a constatação manual da mobilidade da prótese. A avaliação da perda de torque dos parafusos só foi possível com o uso do torquímetro de registro.

Em estudo publicado em 2002, Lee et al.⁴³, verificaram deslocamento inicial, vibração inicial e secundária imediatamente após a aplicação de torques inferiores a 4 Ncm em corpos-de-prova. Com 6 Ncm foi percebido deslocamento inicial e pouca vibração, com 10 Ncm pouco deslocamento inicial e acima de 10 Ncm nenhum deslocamento. Deformações elásticas foram observadas independentemente das perdas de torque.

No presente estudo, a perda de torque foi evidente em todos os parafusos testados, variando de 11 a 76%, sendo a maior média de perda (%) do grupo G3 (52,09), seguido pelo grupo G4 (40,89), G1 (30,52) e G2 (21,83). No grupo G2, que apresentou os melhores resultados com relação à perda do torque, foram verificados alguns defeitos de fundição tanto no interior dos cilindros fundidos em Tilitite como na porção externa deles, porém com menor frequência e intensidade do que nos outros grupos. A combinação cilindro Tilitite e fundição em Ni-Cr (grupo G4) também apresentou defeitos de fundição que possivelmente foram mais significativos para a perda de torque do que os defeitos do grupo G1 (cilindro calcinável + fundição em Ni-Cr).

A diferença de percentual de perda de torque só não foi estatisticamente significante entre os grupos G3 e G4 apesar da média do G3 ter sido superior. Esta diferença na perda de torque pode ser considerada importante pois a combinação cilindro calcinável fundido em liga de Ni-Cr-Ti apresentou média de perda de torque superior a todos os outros grupos. No entanto a quantidade de perda de torque suficiente para causar problemas clinicamente relevantes ainda não foi possível de ser calculada.

Quando avaliaram a pré-carga entre cilindros plásticos e pré-usinados, Carr, Brunski e Hurley¹⁷ (1996) verificaram significativa maior pré-carga para os grupos dos cilindros pré-usinados.

O'Mahony⁵¹ (2000), afirmou que os desajustes são maiores e mais freqüentes nas interfaces pilar / prótese do que nas interfaces pilar / implante, e

nessas interfaces ocorre mais frequentemente e com maior volume em cilindros calcináveis do que com cilindros pré-usinados.

Na comparação do percentual de perda de torque entre os diferentes cilindros utilizados ($p \leq 0,05$) não houve diferença estatisticamente significativa ($p = 0,052$). Apesar do grupo G3 apresentar os maiores valores de perda do torque, o grupo G1 que também utilizou cilindros calcináveis, apresentou média inferior ao grupo G4 que utilizou cilindros pré-usinados.

A média da perda de torque apresentada por um grupo que utilizou a liga Tilitite (grupo G3) foi maior, no entanto o outro grupo que também utilizou esta liga (grupo G2) apresentou o melhor resultado de todos, portanto talvez por essa grande variação entre os grupos a diferença estatística ($p \leq 0,05$) não tenha sido significativa na comparação entre as ligas utilizadas ($p = 0,811$).

As ligas utilizadas neste estudo apresentam condutividade térmica e peso inferior ao ouro, exigem revestimentos especiais para compensar a contração de resfriamento, além de apresentarem risco de reações alérgicas a alguns pacientes e do potencial carcinogênico do níquel e possivelmente do cromo. A maior dureza e resistência dessas ligas, comparadas às ligas nobres, dificulta o acabamento e polimento mas, permite a confecção de estruturas mais finas e delicadas e com maior durabilidade. De um modo geral essas ligas apresentam boa resistência à corrosão, capacidade de união à porcelana (Kelly; Rose³⁷, 1983) e menor custo do que as ligas nobres (Lautenschlager; Monaghan⁴², 1993).

A aplicação de um torque aproximado de 10 Ncm (Pesun et al.⁵², 2001), provavelmente gerou pré-cargas variadas nos diferentes corpos-de-prova devido às diferentes superfícies de contato entre os parafusos e os cilindros protéticos. As variações nas superfícies das fundições apresentadas nas imagens de microscopia óptica (figuras 34 e 35), como alguns defeitos de fundição (Rangert; Sullivan; Jemt⁵³, 1997) (figuras 34A, 36B, 41), e a melhor qualidade de acabamento apresentados pelos cilindros Tilita sobrefundidos em ambas as ligas, possivelmente contribuíram para as diferenças nos resultados de desajustes e perda de torque (Carotenuto et al.¹⁶, 1999).

Outro aspecto relevante neste estudo é que os exemplares foram analisados quanto à perda de torque e a presença dos desajustes sem submetê-los a cargas cíclicas. As acomodações das superfícies de contatos das interfaces parafusadas e das roscas podem sofrer alterações após alguns minutos com a pré-carga e a aplicação de cargas externas pode desencadear acúmulo de tensões nos parafusos e gerar o seu afrouxamento.

A avaliação estática foi importante permitindo a padronização dos procedimentos e como há possibilidade de se minimizar esses problemas antes da inserção de uma prótese na boca de um paciente, o interesse principal foi comparar o comportamento entre os diferentes componentes e ligas testados com relação a esses problemas relevantes citados na literatura.

Os desajustes foram avaliados imediatamente após o torque de aperto e o registro do torque de desaperto realizado na sequência, de forma que o tempo

para a acomodação das superfícies em contato girou em torno de três minutos para todos os corpos-de-prova.

Alguns autores relatam a importância de se aguardar um prazo de 10 minutos para que ocorra esta acomodação e então realizar um novo torque pois assim a pré-carga seria otimizada (Siamos; Winkler; Boberick⁵⁵, 2002), talvez por isso alguns resultados divergiram dos resultados obtidos neste trabalho, ou mesmo pelo fato de diferentes componentes de diferentes fabricantes terem sido utilizados.

Bakaeen, Winkler e Neff⁶ (2001) verificaram perda de 2 a 3 Ncm de torque nos 10 primeiros minutos em parafusos protéticos de ouro em simulações de próteses unitárias e fixas com 2 implantes sem submeter à carga.

Diversas tentativas de solucionar o problema da perda de torque por parte de fabricantes e pesquisadores foram realizadas. Dispositivos anti-rotacionais (McGlumphy et al.⁴⁷, 1998; Aboyoussef; Weiner; Ehrenberg¹, 2000), alterações no desenho dos pilares e implantes (Martin et al.⁴⁴, 2001), uso de lubrificantes (Martin et al.⁴⁴, 2001), tratamento das superfícies dos parafusos (Martin et al.⁴⁴, 2001; Kim et al.³⁹, 2005), preenchimento da câmara de acesso ao parafuso com silicone (Adrian et al.², 1991; Cavazos; Bell¹⁹, 1996; von Krammer⁶², 1999), travamento do parafuso com barra de titânio (Artzi; Dreiangel⁵, 1999), emprego de arruelas (Korioth et al.⁴⁰, 1999), acabamento e polimento dos cilindros calcináveis fundidos (Carr; Brunski; Hurley¹⁷, 1996), melhoraram o rendimento dos componentes mas não resolveram completamente o problema.

Jemt³⁴ (1996) encontrou médias dos desajustes nos modelos mestres de 37 μm e 75 μm e intraoralmente 90 μm e 111 μm para mandíbula e maxila respectivamente. Seus achados mostraram que nenhum dos 96 implantes examinados apresentou adaptação perfeita à respectiva prótese e os valores de desajustes mensurados diretamente na boca foram maiores do que nos modelos mestres.

Em análise *in vivo* da adaptação de supra-estruturas protéticas a implantes e pilares, Cheshire e Hobkirk²⁰ (1996), avaliaram diferenças nos desajustes verticais em cinco próteses sobre implantes Nobel Biocare quando apertados os parafusos manualmente (mais de 10 Ncm) ou com auxílio de torquímetro (10 Ncm). A média dos desajustes verticais do grupo de próteses parafusadas manualmente foi de 14 μm , variando de 0 a 63 μm , enquanto que para as próteses parafusadas por torquímetro foi de 21 μm , variando de 0 a 130 μm .

Alguns estudos evidenciaram melhores resultados de desajuste para os pilares pré-usinados comparados aos calcináveis (Byrne et al.¹⁴, 1998; O'Mahony et al.⁵¹, 2000; Carvalho et al.¹⁸, 2002; Sartori et al.⁵⁴, 2004). Embora a interface avaliada em alguns destes trabalhos tenha sido entre pilar e implante, foi dado ênfase às diferenças apresentadas para os diferentes pilares UCLA, que semelhantemente aos cilindros protéticos foram submetidos a fundições em altas temperaturas ou sobrefundições quando possuíam bases pré-usinadas, portanto, estavam sujeitos aos mesmos problemas que os cilindros protéticos utilizados neste estudo.

Em alguns trabalhos a liga à base de Ni-Cr-Ti apresentou melhores níveis de desajustes do que a liga de Pd Ag (Costa et al.²², 2003) e do que a liga Ti c.p. (Carvalho et al.¹⁸, 2002)

De acordo com os resultados, os desajustes variaram de 0 a 157 μm em algumas faces dos corpos-de-prova examinados, com média (μm) de 26,99 para o grupo G1, 6,26 para o G2, 31,82 para o G3 e 5,27 para o G4. Estes valores apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p \leq 0,05$) entre os grupos que utilizaram diferentes cilindros ($p = 0,000$). As maiores médias foram apresentadas pelos grupos que utilizaram cilindros calcináveis.

Analisando os resultados do teste estatístico de comparação entre as ligas ($p \leq 0,05$), com relação ao desajuste, não foi evidenciada diferença significativa ($p = 0,615$).

Em concordância com dados apresentados na literatura os cilindros pré-usinados apresentam melhor acabamento das margens, possibilitando um assentamento mais preciso da prótese. Estes cilindros estão sujeitos a problemas relacionados à sobrefundição, que se não for bem executada pode induzir a erros tão relevantes quanto aos que apresentaram os cilindros calcináveis.

A escolha dos materiais a utilizar é tão importante quanto a escolha de um técnico que saiba manipulá-los corretamente (Carotenuto et al.¹⁶, 1999).

Fabricantes e pesquisadores têm avaliado dispositivos (Uludamar; Leung⁶¹, 1996) e técnicas (Sartori et al.⁵⁴, 2004) para minimizar o problema dos desajustes.

Rangert, Sullivan e Jemt⁵³ (1997) afirmaram que a correta pré-carga nas interfaces parafusadas sempre contribui para a estabilização da interface e isto pode ser obtido pela correta seleção de componentes, correto manuseio dos componentes e aplicação do torque adequado.

Martin et al.⁴⁴ (2001) não encontraram diferenças nas superfícies das roscas dos parafusos de pilares após torques sucessivos por meio de MEV com aumentos de 85x e 200x, comparando-os com imagens de parafusos novos.

Khraisat et al.³⁸ (2004) em análise MEV de parafusos de pilares que foram submetidos a cargas cíclicas e apresentaram perda de torque verificaram ranhuras e bruniduras nas superfícies das roscas dos parafusos dos pilares submetidos ou não à carga. Afirmaram também que variações nos valores de perda de torque em amplitude considerável devem ocorrer devido a sutis diferenças no acabamento, fundição e pré-carga dos parafusos individualmente e que os fabricantes deveriam levar isso em consideração e providenciar exatidão em sua produção.

Al Rafee et al.⁴ (2002), encontraram defeitos volumétricos em parafusos protéticos de ouro durante análise com microscopia eletrônica de varredura e associaram esses defeitos a possíveis falhas durante a fundição ou durante a lubrificação de blocos de ouro usados durante processo de usinagem na confecção dos parafusos.

Cantwell e Hobkirk¹⁵ (2004) analisaram a perda da pré-carga em parafusos protéticos de ouro sem submeter a cargas externas e verificaram por meio de imagens de microscopia eletrônica de varredura com aumento de 1200 vezes que

as superfícies usinadas dos parafusos protéticos de ouro eram rugosas e onduladas com várias imperfeições ou rugosidades e concluíram que a rugosidade superficial aumenta a resistência friccional das roscas do parafuso protético e do pilar, resistindo à criação da pré-carga em vários graus dependendo da sua configuração e extensão. As imagens de microscopia eletrônica de varredura dos parafusos protéticos de ouro após o aperto mostraram redução das rugosidades da superfície e uma brunidura das roscas dos parafusos deixando-o com um acabamento mais uniforme comparando com as imagens anteriores ao aperto.

A análise em MEV permitiu uma observação detalhada das alterações nas superfícies dos parafusos protéticos antes e após a aplicação do torque. Foram verificados amassamentos nas superfícies das roscas, apesar da dureza do titânio, especialmente na crista dessas (figuras 27 e 30). A falta de padronização no acabamento dos parafusos também foram identificados e podem influenciar na perda do torque, pois o atrito entre as roscas do parafuso protético e as roscas internas do parafuso do pilar podem se restringir a algumas regiões, e a resistência às forças de separação ficar comprometida.

Byrne et al.¹⁴ (1998) avaliaram a adaptação de pilares fundidos e pré-usinados e verificaram, em análise de microscopia óptica, maiores regiões de contato entre parafuso / base do pilar nos grupos dos pilares pré-usinados. Os piores resultados ocorreram nos pilares fundidos.

As imagens de microscopia óptica evidenciaram problemas de fundição (figura 37) no interior do cilindro de acesso dos parafusos e externamente na

região de contato da interface pilar / cilindro. Os nódulos internos interferiram diretamente no posicionamento dos parafusos (figura 37B). A presença desses nódulos provavelmente interferiu no assentamento da prótese no pilar, de forma que pode ter proporcionado desajustes e influenciado na perda do torque. Quando o parafuso comprime um nódulo a área de contato é reduzida comparada a uma situação normal onde as faces em contato são mais uniformes (Carotenuto et al.¹⁶, 1999). O registro do acabamento dos cilindros pré-usinados evidenciou melhores resultados do que os calcináveis.

Alguns autores observaram relação entre a perda do torque e os desajustes em interfaces parafusadas (Weinberg⁶³, 1993; Kalluss; Bessing³⁶, 1994; Binon⁷, 1996; Binon; McHugh¹⁰, 1996; McGlumphy et al.⁴⁷, 1998; Taylor⁵⁸ 1998; Duyck et al.²³, 2001), ou seja, quanto maior o desajuste menor a pré-carga e maior a possibilidade de perda de torque.

A análise estatística de co-relação entre os valores da perda de torque e dos desajustes do presente trabalho ($p \leq 0.05$), evidenciou co-relação entre estas variáveis ($p = 0,017$). Esta co-relação pode ser compreendida devido à redução da área de contato entre as superfícies das interfaces pilar / prótese e parafuso / cilindro quando ocorrem desajustes, o que possivelmente diminui a pré-carga e conseqüentemente diminui a resistência à separação. Mesmo estaticamente os desajustes podem gerar fadiga nos parafusos e induzí-los a falhas. Vale salientar que o grupo G4, que apresentou os melhores índices de desajustes, revelou média de perda de torque superior ao grupo G1, que apresentou nível de desajuste significativamente superior, portanto, possivelmente os diferentes

defeitos de fundição podem ter influenciado de forma específica para cada exemplar.

McGlumphy et al.⁴⁷ (1998), salientou que a colocação precisa e o correto planejamento do tratamento são os primeiros passos críticos para se manter os parafusos apertados. Guias cirúrgicos são normalmente recomendados para se alinhar os implantes na posição apropriada, e os principais procedimentos clínicos para o aperto de parafusos sobre implantes são: posicionamento dos implantes paralelos às forças de oclusão, restaurações desenhadas para se diminuir os *cantilevers*, oclusão ajustada para a distribuição de forças no longo eixo do implante, uso de dispositivos antirotacionais para restaurações unitárias, componentes apertados de acordo com especificações do fabricante, e passividade nas restaurações múltiplas.

O torque deve ser realizado preferencialmente por torquímetro (método mecânico) para se certificar da quantidade de carga aplicada de acordo com as recomendações dos fabricantes (Winkler et al.⁶⁵, 2003).

Os parafusos só afrouxam se as forças externas que separam as partes da conexão forem maiores do que aquelas que as unem, entretanto as forças de separação não devem ser eliminadas para se prevenir o afrouxamento dos parafusos, elas devem permanecer em um limiar abaixo da força de união (McGlumphy et al.⁴⁷, 1998).

Goll²⁴, em 1991, sugeriu alguns procedimentos na prevenção de erros: usar componentes pré-usinados devido a sua adaptação mais previsível; observar se a

adaptação do cilindro e dos componentes de moldagens ao intermediário é satisfatória; manter os intermediários sempre cobertos com capa protetora; verificar a precisão dos modelos através de guia em resina acrílica construído no dia anterior; sempre utilizar novos parafusos de laboratório; observar a área interna dos cilindros antes da inclusão e remover qualquer resíduo de cera antes da inclusão; utilizar as capas protetoras de borda durante os procedimentos de acabamento e polimento das infra-estruturas; e nos casos convencionais, utilizar cilindros de 4 mm para a obtenção de infra-estruturas mais volumosas e firmes.

Diante dos problemas relatados a execução de próteses sobre implantes requer cuidados específicos na manipulação dos componentes e instalação da prótese. Estes tipos de próteses ainda estão sujeitas a problemas relacionados às limitações dos materiais e técnicas como as próteses dentárias.

Se a atenção for dada somente ao aperto dos parafusos para a prevenção da perda do torque e diminuição dos desajustes, erros mais graves podem ser induzidos como perda óssea, fratura dos parafusos e prótese, ou mesmo fratura do implante.

Conclusões

7 Conclusões

De acordo com a metodologia empregada, as limitações deste estudos e os resultados apresentados conclui-se que:

- As ligas testadas não apresentam diferenças entre elas com relação a sua influência na perda de torque dos parafusos protéticos de titânio.
- As ligas testadas não apresentam diferenças entre elas quanto à influência na ocorrência de desajustes nas interfaces pilar / cilindro protético.
- Os cilindros pré-usinados apresentam melhores resultados quanto à ocorrência de desajustes nas interfaces pilar / cilindro protético.
- Os defeitos de fundição podem influenciar nos níveis de desajustes.
- Existe co-relação entre perda de torque em parafusos protéticos de titânio e desajustes verticais em infra-estruturas de próteses sobre implantes obtidas a partir de cilindros calcináveis e pré-usinados em Ni-Cr-Ti, fundidos em Ni-Cr e Ni-Cr-Ti.
- Os parafusos protéticos de titânio sofrem deformações após serem submetidos a um torque aproximado de 10Ncm.

Anexo

Tabela 9 Todos os valores de desajustes (μm) – três leituras em cada face (M – mesial, D – distal, V – vestibular, L – lingual) por corpo-de-prova (0 a 9) de todos os grupos (G1, G2, G3, G4).

Desajustes verticais(μm)													
	M			D			V			L			
G1	1	6	5	6	0	0	0	11	10	11	0	0	0
	2	8	6	8	7	9	9	0	0	0	12	12	12
	3	98	94	98	35	32	37	0	0	0	130	135	132
	4	15	15	13	16	18	19	9	13	13	0	0	0
	5	0	0	0	41	37	40	18	15	17	12	12	12
	6	72	68	72	166	168	167	155	156	161	0	0	0
	7	34	32	31	28	29	28	68	65	65	0	0	0
	8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	9	13	14	12	10	12	12	0	0	0	0	0	0
	10	40	38	39	51	51	48	24	26	26	0	0	0
G2	1	11	10	7	7	8	6	11	11	12	0	0	0
	2	52	49	49	33	33	31	47	45	49	29	30	29
	3	5	6	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	7	8	8
	5	15	12	15	9	10	9	14	18	19	11	9	12
	6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	10	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
G3	1	39	35	34	0	0	0	8	9	7	12	12	16
	2	74	71	70	0	0	0	26	24	21	44	40	42
	3	54	58	55	24	21	23	0	0	0	63	61	61
	4	22	22	21	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	21	19	19	28	28	29	0	0	0	41	38	37
	6	0	0	0	15	15	18	0	0	0	14	13	15
	7	101	99	98	9	8	8	15	14	16	96	94	94
	8	65	63	62	22	21	21	19	18	20	61	58	61
	9	117	117	118	28	27	28	20	19	22	135	133	131
	10	40	36	36	25	25	22	0	0	0	61	58	58
G4	1	21	18	15	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	2	20	21	19	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	15	13	14	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	6	0	0	0	14	13	14	0	0	0	0	0	0
	7	49	47	46	0	0	0	0	0	0	20	23	22
	8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	9	19	18	21	0	0	0	14	12	15	0	0	0
	10	24	25	23	0	0	0	20	18	19	0	0	0

Referências

Referências*

1. ABOYOUSSEF, H.; WEINE, S.; EHRENBURG, D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 4, p. 450-455, Apr. 2000.
2. ADRIAN, E. D. et al. A silicone obturator for the access canal in an implant-retained fixed prótesis. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 65, n. 4, p. 597, Apr. 1991.
3. ALKAN, I.; SERTÖZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 91, n. 4, p. 319-325, Apr. 2004.
4. AL RAFEE, M. A. et al. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 2, p. 176-82, Aug. 2002.
5. ARTZI, Z.; DREIANGEL, A. A screw lock for single-tooth implant superstructures. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 130, n. 130, p. 677-682, May 1999.
6. BAKAEEN, L. G.; WINKLER, S.; NEFF, P. A. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 27, n. 2, p. 63-72. 2001.

* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023**: informação e documentação - referências - elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24p.

7. BINON, P. P. The effect of implant / abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 9, n. 2, p. 149-160, Mar. / Apr. 1996.
8. BINON, P. P. The spline implant: design, engineering, and evaluation. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 9, n. 5, p. 419-433, Sep. / Oct. 1996.
9. BINON, P. P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 79, n. 4, p. 430-432, Apr. 1998.
10. BINON, P. P.; MCHUGH, M. J. The effect of eliminating implant / abutment rotational misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 9, n. 6, p. 511-519, Nov. / Dec. 1996.
11. BOZKAYA, D.; MÜFTÜ S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. **J. Biomech.**, New York, v. 38, n. 1, p. 87-97, Jan. 2005.
12. BROSKEY, M. E.; KORIOTH, T. W. P.; HODGES, J. The anterior cantilever in the implant-supported screw-retained mandibular prosthesis. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, n. 3, p. 244-249, Mar. 2003.
13. BURGUETE, R. L. et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 71, n. 6, p. 592-599, June. 1994.
14. BYRNE, D. et al. The fit of cast and premachined implant abutments. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n. 2, p. 184-192, Aug. 1998.

15. CANTWELL, A.; HOBKIRK, J. A. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 19, n. 1, p. 124-132, Jan. / Feb. 2004.
16. CAROTENUTO, G. et al. Characterization of the interface between prefabricated gold copings and cast dental alloy in implant restorations. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 10, n. 2, p. 131-138, Apr. 1999.
17. CARR, A. B.; BRUSNKI, J. B.; HURLEY, E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 5, p. 589-598, Sept. / Oct. 1996.
18. CARVALHO, M. C. A. et al. Avaliação microscópica entre a adaptação dos pilares Gold UCLA à plataforma do implante e UCLA de teflon fundidos em titânio e liga de níquel-crômio-titânio. Estudo *in vitro*. **BCI**, Curitiba, v. 9, n. 34, p. 105-110, Abr / Jun. 2002.
19. CAVAZOS Jr., E.; BELL, F. A. Preventing loosening of implant abutment screw. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 75, n. 5, p. 566-569, May 1996.
20. CHESHIRE, P. D.; HOBKIRK, J. A. An *in vivo* quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 23, n. 11, p. 782-789, Nov. 1996.
21. CIBIRKA, R. M. et al. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, n. 3, p. 268-275, Mar. 2001.

-
22. COSTA, H. M. F. et al. Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 14, n. 3, p. 197-202, 2003.
23. DUYCK, J. et al. Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prosthesis: an *in vivo* study. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 28, n. 3, p. 226-233, Mar. 2001.
24. GOLL, G. E. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I – Clinical procedures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 66, n. 3, p. 377-384, Sept. 1991.
25. GOODACRE, C. J.; KAN, J. Y. K.; RUNGCHARASSAENG, K. Clinical complications of osseointegrated implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 5, p. 537-552, May 1999.
26. GOODACRE, C. J. et al. Clinical complications with implants and implants prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 2, p. 121-132, Aug. 2003.
27. GRATTON, D. G.; AQUILINO, S. A.; STANFORD, C. M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, n. 1, p. 47-62, Jan. 2001.
28. GUICHET, D. L.; YOSHINOBU, D.; CAPUTO, A. A. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 5, p. 528-535, May. 2002.
29. HANSES, G.; SMEDBERG, J.; NILNER, K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 13, n. 6, p. 666-670, Dec. 2002.

-
- 30.HECKER, D. M.; ECKERT, S. E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, n. 4, p. 346-351, Apr. 2003.
- 31.HOLMES, R. J. et al. Considerations in measurement of marginal fit. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 4, p. 405-408, Oct. 1989.
- 32.HOYER, S. A. et al. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. **Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, n. 6, p.599-607, June. 2001
- 33.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**, Lombard, v. 6, n. 3, p. 270-275, 1991.
- 34.JEMT, T. *In vivo* measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 2, p. 151-158, Mar. / Apr. 1996.
- 35.JEMT, T. et al. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 75, n. 3, p. 314-325, Mar. 1996.
- 36.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**, Lombard, v. 9, n. 2, p. 169-178, Mar. / Apr. 1994.

-
37. KELLY, J. R.; ROSE, T. C. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, n. 3, p. 363-370, Mar. 1983.
38. KHRAISAT, A. et al. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 91, n. 4, p. 326-334, Apr. 2004.
39. KIM, S. K. et al. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 32, n. 5, p. 346-350, May 2005.
40. KORIOTH, T. W. P.; CARDOSO, A. C.; VERSLUIS, A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 82, n. 3, p. 312-316, Sept. 1999.
41. LANG, L. A.; WANG, R.; MAY, K. B. The influence if abutment screw tightening on screw joint configuration. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 1, p. 74-79, Jan. 2002.
42. LAUTENSCHLAGER, E. P.; MONAGHAN, P. Titanium and titanium alloys as dental materials. **Int. Dent. J.**, London, v. 43, n. 3, p. 245-253, June 1993.
43. LEE, J. et al. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 4, p. 402-408, Oct. 2002.
44. MARTIN, W. C. et al. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 1, p. 24-32, July 2001.

-
45. MAY, K. B. et al. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 77, n. 5, p. 497-502, May. 1997.
46. McGLUMPHY, E. A. Keeping implant screws tight: are we beyond retrievability. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 72, n. 6, p. 628. 1994.
47. McGLUMPHY, E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLOWAY, J. A. Implant screw mechanics. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 42; n. 1; p. 71-89. Jan. 1998.
48. MILLINGTON, N. D.; LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 8, n. 6, p. 511-516, Nov. / Dec. 1995.
49. NATALI, A. N.; PAVAN, P. G.; RUGGERO, A. L. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 27, p. 1-8, Sep. 2005.
50. NISSAN, J. et al. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 1, p. 20-23, Jul. 2001.
51. O'MAHONY, A.; MacNEILL, S. R.; COBB, C. M. Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 31, n. 4, p. 249-256, Apr. 2000.
52. PESUN, I. J. et al. Operator-induced compressive axial forces during implant gold screw fastening. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 1, p. 15-19, Jul. 2001.

-
53. RANGERT, B. R.; SULLIVAN, R. M.; JEMT, T. M. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 12, n. 3, p. 360-310, May / June 1997.
54. SARTORI et al. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 92, n. 2, p. 132-138, Aug. 2004.
55. SIAMOS, G.; WINKLER, S.; BOBERICK, K. B. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 28, n. 2, p. 67-73, 2002.
56. SKALAK, R. Biomechanical consideration in osseointegrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, n. 6, p. 843-848, June. 1983.
57. SONES, A. D. Complications with osseointegrated implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 5, p. 581-5, Nov. 1989.
58. TAYLOR, T. D. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 79, n. 1, p. 74-78, Jan. 1998.
59. TAYLOR, T. D.; AGAR, J. R. Twenty years of progress in implant prosthodontics. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 1, p. 89-95, Jul. 2002.
60. TZENAKIS, G. K. et al. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 2, p. 183-191, Aug. 2002.

-
61. ULUDAMAR, A.; LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part II: efficacy of the Preci-disc System for the correction of errors. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 9, n. 1, p. 16-20, Jan. / Feb. 1996.
62. von KRAMMER, R. Procedure for obturating the access canal and preventing the loosening of the abutment screw in an implant-retained fixed prosthesis. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 2, p. 234-236, Feb. 1999.
63. WEINBERG, L. A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n. 1, p. 19-31, 1993.
64. WEISS, E. I.; KOSAK, D.; GROSS, M. D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 2, p. 194-199, Aug. 2000.
65. WINKLER, S. et al. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 29, n. 5, p. 242-245, 2003.

Abstract

FALCÃO-FILHO, H. B. L. Evaluation of the relationship between vertical misfit in abutment / casting and pre-machined prosthetic cylinder joint and loosening of prosthetic titanium screws. 2005. 143p. Dissertação (Mestrado) – Dental School of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto.

This study was developed with the objective to evaluate the levels of misfit in abutment / coping joint obtained from casting and pre-machined copings in two different alloys and the torque loosening in prosthetic titanium screws used to connect this joint, analyzing the relation between the two variable. The prosthetic screws were submitted to analyses on scanning electron microscopy before and after the torque. The values of torque were checked by one digital torque meter, the values of misfits were registered by an optic microscope and images of the samples were registered by an digital camera connected to another optic microscope. All the values of misfits and torque loosening was submitted to frequency tests and analyzed by the T and Mann-Whitney tests for the comparison between the groups, and by the Spearman test for the verification of the correlation between the two variable. The results had evidenced significant statistical differences ($p \leq 0,05$) for the different types of copings used about misfit ($p = 0,000$), and had not been evidenced significant statistical differences ($p \leq 0,05$) between the copings about the torque loosening ($p = 0,052$), neither for the different alloys about misfit ($p = 0,615$) and torque loosening ($p = 0,811$). The statistical Spearman test analysis confirmed the correlation between the misfit and torque loosening ($p = 0,017$). It was verified alterations in the surfaces of the threads of the screws after the torque and casting defects in some prosthetic

cylinders, especially in the casting cylinders. In accordance with the results, the employed methodology and the limitations of this study, it has been concluded that the pre-machined copings provide more favorable levels of misfits than the casting copings, there is correlation between misfits in the abutment / coping joints and torque loosening in the titanium screws, and casting defects should influence in the misfits.

Key-words: Dental Prosthesis, Implant-Supported. Dental Restoration Failure. Torque.