

**DETERMINAÇÃO DE NÍVEIS ÓTIMOS DE
PASSIVIDADE EM PRÓTESE SOBRE
IMPLANTE EM FUNÇÃO DA DEFORMAÇÃO
DOS INTERMEDIÁRIOS**

RAFAEL TOBIAS MORETTI NETO

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área Reabilitação Oral.

**BAURU
2007**

**DETERMINAÇÃO DE NÍVEIS ÓTIMOS DE
PASSIVIDADE EM PRÓTESE SOBRE
IMPLANTE EM FUNÇÃO DA DEFORMAÇÃO
DOS INTERMEDIÁRIOS**

RAFAEL TOBIAS MORETTI NETO

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

**BAURU
2007**

Moretti Neto, Rafael Tobias

M817d Determinação de níveis ótimos de passividade em prótese sobre implante em função da deformação dos intermediários / Rafael Tobias Moretti Neto – Bauru, 2007.
99 p.: il.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. USP
Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores e/ou meios eletrônicos.

Assinatura da autor: _____

Data: ____ / ____ / ____

RAFAEL TOBIAS MORETTI NETO

NASCIMENTO	01 de Setembro de 1965 Joanópolis – São Paulo
FILIAÇÃO	Antonio Tobias Moretti Manoelita Maria de Miranda Moretti
1985 – 1988	Curso de Odontologia, Escola de Farmácia e Odontologia de Alfenas
1994 – 1995	Curso de Especialização em Prótese Dentária, Escola de Farmácia e Odontologia de Alfenas
1997 – 1998	Curso de Especialização em Dentística, Universidade de Alfenas
1998	Professor Auxiliar da Disciplina de Clínica Integrada, Escola de Farmácia e Odontologia de Alfenas
Associações	ABO – Associação Brasileira de Odontologia – Secção MG SINDEFOA – Sindicato dos Docentes da Escola de Farmácia e Odontologia de Alfenas

DEDICATÓRIA

A **Deus**, em quem deposito toda a minha fé e gratidão por sempre me brindar com infinitas bênçãos.

Aos meus pais, **ANTÔNIO** e **MANOELITA**, meus educadores, por toda a luta de minha formação que me trouxe até aqui e me levará sempre adiante.

À minha esposa, **ANA BEATRIZ**, amiga, colega, mulher e companheira de todas as horas, que sempre acreditou em meus sonhos e me incentiva a lutar para que eles possam se tornar realidade.

A meu filho, **GABRIEL**, que inicialmente teve o pai ausente, se acostumar com tudo novo, morar longe dos primos e colegas sem poder reclamar de muita coisa.

À minhas irmãs, **ANA CECÍLIA** e **ANDRÉA**, sempre fiéis em todas as horas.

Com muito carinho, dedico este trabalho!

Ao **Prof. Dr. José Henrique Rubo**, meu orientador, pelos ensinamentos, confiança, incentivo e amizade que em mim depositou. Sua simplicidade e dedicação são exemplos que seguirei pelo resto de minha vida.

Meus sinceros agradecimentos!

AGRADECIMENTOS

Aos **Professores** do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru, pelos ensinamentos e privilégio do convívio.

Ao **Prof. Edson Antônio Capello Souza**, do Departamento de Engenharia Mecânica da UNESP, pela ajuda e ensinamentos durante a fase experimental deste trabalho.

Aos professores do Departamento de Prótese: **Prof. Dr. Gerson Bonfante, Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira, Prof. Dr. Milton Carlos Gonçalves Salvador, Prof. Dr. Carlos dos Reis Pereira Araújo, Prof^a. Dr^a. Lucimar Falavinha Vieira, Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti** pelos valiosos ensinamentos que muito contribuíram para o meu crescimento profissional.

Ao **Prof. Dr. José Roberto Pereira Lauris**, pela valiosa assessoria na realização da parte estatística deste trabalho.

Aos **Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro e Prof. Dr. Accácio Lins do Valle**, pela amizade, consideração e incentivo. Suas presenças nas clínicas de Reabilitação Oral transmitindo seus conhecimentos nos fizeram crescer profissionalmente.

Às secretárias do Departamento de Prótese, **Débora, Edna e Cláudia**, que sempre me receberam com grande amizade e consideração.

À **Cleusa**, que sempre me tratou com carinho e dedicação durante as clínicas de Pós-Graduação.

Aos **colegas de mestrado**, pelo carinho e ajuda que sempre recebi de todos vocês. Foi extremamente enriquecedor conhecer e conviver com cada um de vocês.

Aos **colegas de doutorado**, agradeço pela convivência harmoniosa e atenção com que sempre me trataram.

Aos **funcionários do Serviço de Biblioteca e Documentação e Secretária de Pós-Graduação**, pela colaboração e disponibilidade.

Gostaria também de agradecer a cada pessoa que, por um motivo ou outro, fez parte da minha vida em Bauru, e que por ventura eu não tenha lembrado de citar.

À Universidade Federal de Alfenas, através do seu Magnífico Reitor, **Prof. Dr. Antônio Martins Siqueira**, pela oportunidade concedida para a realização de mais esta etapa de minha vida.

À Faculdade de Odontologia de Bauru, através de seu Diretor, **Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro**, à Comissão de Pós-Graduação, através de sua Presidente **Prof^a. Dr^a. Maria Aparecida Moreira Machado**, à Coordenação do Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, através de seu coordenador **Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti**, minha gratidão e agradecimentos !!!

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	ix
LISTA DE TABELAS	x
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	xi
RESUMO	xii
1 INTRODUÇÃO	01
2 REVISÃO DE LITERATURA	07
3 PROPOSIÇÃO	57
4 MATERIAL E MÉTODOS	61
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	69
6 CONCLUSÃO	85
REFERÊNCIAS	89
ABSTRACT	97

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Vista superior dos extensômetros.....	64
Figura 2	Vista frontal do esquema de colagem dos extensômetros nas faces mesial e distal.....	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Média de cada repetição por canal e média final das cinco repetições para os intermediários.....	73
Tabela 2	Média de cada repetição por canal e média final das cinco repetições para os cilindros de CoCr.....	74
Tabela 3	Média de cada repetição por canal e média final das cinco repetições para os cilindros de PdAg.....	75
Tabela 4	Mediana, média, desvio padrão, valores mínimo e máximo para os cilindros de PdAg e CoCr.....	76
Tabela 5	Teste de Mann Whitney - (Duas amostras independentes) para os cilindros de PdAg e CoCr.....	76

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

PdAg	Paládio-Prata
CoCr	Cobalto-Cromo
C	Canal do extensômetro
L	Comprimento inicial
ΔL	Varição do comprimento
Ncm	Newtons centímetros
ε	Tensão
$\mu\varepsilon$	Microstains
μm	Micrometros
μ	Micro
Mm	Milímetros

RESUMO

O assentamento passivo tem sido considerado um dos mais importantes requisitos para o sucesso de próteses implanto-suportada. Este estudo *in vitro* investigou a deformação do intermediário de prótese implanto-suportada após o aperto do parafuso tanto do cilindro de Paládio-Prata como de Cobalto-Cromo. Um modelo mestre foi usado para simular uma mandíbula humana com cinco implantes. Extensômetros foram colados nas faces mesial e distal de cada intermediário para registrar as deformações causadas pelos cilindros após o aperto dos parafusos. Os intermediários foram montados sobre as réplicas dos implantes e os parafusos foram apertados com um torque de 20 Ncm e as leituras foram gravadas. Após este passo, os parafusos tanto dos cilindros de Paládio-Prata como de Cobalto-Cromo foram apertados com um torque de 10 Ncm e as leituras também foram gravadas. Estas medições foram repetidas por cinco vezes. O teste estatístico de Mann-Whitney foi aplicado aos resultados. Nenhuma diferença estatística foi encontrada entre as tensões geradas tanto pelos cilindros de Paládio-Prata como os de Cobalto-Cromo. No entanto, existiram diferenças com relação à qualidade da tensão. A deformação gerada pelo aperto dos parafusos dos cilindros de Cobalto-Cromo foi de compressão e o aperto dos parafusos dos cilindros de Paládio-Prata gerou forças de compressão e tração.

Palavras-chave: Assentamento passivo. Extensômetros.

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, restaurações protéticas dos arcos desdentados com implantes ósseos mudaram radicalmente a prática odontológica melhorando a qualidade de vida de muitos pacientes parcial ou totalmente desdentados. Os implantes foram concebidos para substituir a função das raízes dos dentes naturais, permitindo assim a ancoragem das próteses fixas que irão devolver ao paciente a função e a estética alteradas pela perda dos dentes naturais.

Pesquisadores têm demonstrado em seus trabalhos que a sobrecarga do sistema prótese-implante pode desencadear complicações de ordem biológica e/ou mecânicas, como: afrouxamento dos parafusos do sistema, fratura da infra-estrutura da prótese, fratura da cobertura cerâmica, fratura do implante e principalmente levar a perda óssea ao redor dos implantes.

Quando desenvolvemos uma prótese sobre implante devemos ter em mente, com relação à biomecânica, que a adaptação entre os componentes do sistema devem ser a mais perfeita possível, já que a movimentação do implante é muito pequena quando comparada com o dente natural por causa da inexistência do ligamento periodontal, o qual permite uma maior movimentação do dente compensando pequenas alterações de assentamento que a prótese possa apresentar.

Sabe-se que, no processo de confecção de uma prótese implanto-suportada, desde a fundição da infra-estrutura até a aplicação da cobertura cerâmica, podem ocorrer distorções devido aos procedimentos de moldagem, passando pela confecção do modelo, pela expansão do gesso, inclusão no revestimento, técnicas e fundição, contração do metal durante o resfriamento da fundição, acabamento da infra-estrutura, até chegarmos à aplicação da cobertura cerâmica. Então, pelo que foi exposto, vemos que o assentamento totalmente passivo de uma estrutura metálica sobre os implantes é difícil ou

mesmo impossível de se alcançar e se torna uma questão desafiadora para os profissionais que atuam nesta área (RANGERT; JEMT; JÖRNEUS⁴⁰, 1989; SAHIN; CEHRELI⁴³, 2001).

A ausência de passividade da infra-estrutura da prótese implanto-suportada tem sido citada como um dos elementos que levam a complicações biológicas e a falhas mecânicas dos componentes do sistema prótese – implante (DUYCK; NAERT¹⁰, 2002).

O assentamento preciso entre o implante e o cilindro de ouro é necessário para garantir um resultado satisfatório em longo prazo (TAKARASHI; GUNNE⁴⁷, 2003).

Antes mesmo de um paciente iniciar a função mastigatória de uma prótese suportada por implantes, uma pré-carga é induzida no sistema prótese-implante por causa do torque dado no apertamento de um parafuso da prótese sobre implante a fim de manter estas estruturas unidas sem que ocorra o afrouxamento deste parafuso (DUYCK et al.⁹, 2001).

Este torque dado no parafuso da prótese provoca um alongamento do parafuso e desenvolve uma pré-carga interna que é responsável pela manutenção da junção parafusada (DUYCK; NAERT¹⁰, 2002, ISA; HOBKIRK²³, 1995, JORNÉUS; JEMT; CARLSSON²⁸, 1992).

A pré-carga é idealmente gerada quando há um contato adequado entre os componentes e pode ser considerada uma força puramente axial nos intermediários. No caso de uma prótese desadaptada ou não passiva, ocorre uma distorção da infra-estrutura que gera tensões nos componentes dos implantes quando é parafusada. Conseqüentemente, uma carga adicional é induzida no sistema, a qual é denominada pré-carga externa (DUYCK et al.⁹, 2001; MENDES³⁶, 2003). A pré-carga externa é toda a força que atua sobre o sistema de implantes de forma não axial e o momento de torção.

Quanto melhor for a adaptação de uma prótese implanto-suportada sobre os pilares protéticos menor será a pré-carga externa (DUYCK; NAERT¹⁰, 2002).

Assim sendo, após o apertamento do parafuso da prótese haverá a formação de uma conexão rígida entre a infra-estrutura-implante-osso.

Um implante osseointegrado se mantém em íntimo contato com o osso após um período cicatricial inicial, por isso a sua movimentação é extremamente limitada – em torno de 10 µm – enquanto o dente natural pode exibir uma movimentação vestibulo-lingual entre 56 a 108 µm e sofrer uma intrusão sob a ação de cargas axiais de 28 µm por causa da existência do ligamento periodontal, compensando assim certo grau de imperfeição no assentamento de uma prótese parcial fixa. Já a falta de flexibilidade na interface osso-implante significa que qualquer força de tensão, compressão e momentos de força introduzidos pela restauração implanto-suportada através do desajuste da infra-estrutura sem assentamento passivo certamente permanecerão e resultarão em problemas que vão desde o afrouxamento do parafuso até a perda da osseointegração (KARL et al.³⁰, 2004).

Existem indicações que desajustes da infra-estrutura das próteses podem levar a falhas biológicas (perda óssea ao redor dos implantes) e falhas mecânicas (afrouxamento e fratura do parafuso de ouro). Este efeito negativo das próteses desajustadas é devido ao estresse mecânico no complexo prótese-implante-osso, o qual se acumula durante a fixação da prótese (DUYCK; NAERT¹⁰, 2002).

Apesar dos pesquisadores enfatizarem que a adaptação passiva é um requisito importante para a longevidade do sistema prótese-implante evitando problemas como perda óssea, fratura do implante e afrouxamento dos parafusos não existem parâmetros que indiquem precisamente qual a tensão gerada por uma prótese para que ela seja considerada perfeitamente assentada sobre o implante.

Uma infra-estrutura que fornecesse um assentamento totalmente passivo deveria teoricamente, induzir uma deformação absoluta igual a zero nos componentes do sistema e ao redor do osso na ausência de uma carga externa. Aos olhos da tecnologia odontológica contemporânea usada na fabricação das infra-estruturas concluiu-se que um assentamento absolutamente passivo não pode ser obtido (SAHIN; ÇEHRELI⁴³, 2001).

Existem alguns métodos que são usados para medir a tensão gerada pelo assentamento não adequado de uma prótese sobre o implante. Os mais utilizados são Análise de Elemento Finito 3D e o uso de extensômetros. A extensometria é uma técnica de medição e registro de deformação que envolve a utilização de sensores chamados extensômetros elétricos ou *strain gauges*. Este sensor é uma resistência elétrica de baixa intensidade que é sensível a menor deformação pela alteração da corrente elétrica do corpo ao qual está aderida (RUBO; SOUZA⁴², 2001).

Até hoje, nenhum método preciso foi determinado para acessar a fidelidade de assentamento de uma infra-estrutura de implante de uma forma objetiva. O termo “assentamento passivo” sugere ausência absoluta de desenvolvimento de tensão, mas isso nunca foi definido em termos biomecânicos (KARL et al.³⁰, 2004).

Desta forma vemos que seria de grande interesse científico quantificar qual seria o estresse gerado sobre os implantes e conseqüentemente para o osso suporte frente ao aperto do parafuso dos cilindros protéticos pré-fabricados em Paládio-Prata (AgPd) e fundidos em liga de Cobalto-Cromo (CoCr), usando a extensometria como instrumento de medida e obtenção dos resultados da deformação.

REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

SKALAK⁴⁵ em 1983 foi o pioneiro a enfatizar a importância da biomecânica das próteses instaladas sobre implantes. Em seu artigo, afirmou que o sucesso clínico alcançado com implantes dentais ossointegrados reside no fato de que os implantes suportam facilmente cargas mastigatórias. Um aspecto crítico que afeta o sucesso ou a falha de um implante está na maneira em que o estresse mecânico é transferido do implante para o osso. É essencial que nem o implante e nem o osso sejam estressados além de sua capacidade de fadiga. Um implante está ossointegrado quando o osso cicatriza ao redor do implante na ausência de carga. A aposição íntima de osso ao redor do implante significa que sobre qualquer carga subsequente, a interface move-se como uma unidade sem qualquer movimentação relativa do osso e do titânio e com a possibilidade de transferência do estresse para todas as partes da interface. Uma outra vantagem dos implantes osseointegrados está na rugosidade e porosidade de sua superfície, já que estas características permitem um travamento benéfico entre as roscas do implante e o osso em escala microscópica. Quando uma prótese dental é suportada por vários implantes, as estruturas formam uma unidade na qual a distribuição de qualquer carga aplicada depende da dureza relativa dos vários elementos envolvidos, bem como da geometria do seu arranjo. Um implante osseointegrado fornece uma conexão direta e relativamente rígida do implante com o osso. Isto é uma vantagem já que esta conexão apresenta uma interface durável sem qualquer mudança substancial na forma ou duração. O autor enfatiza ainda que a aposição do osso ao redor do implante é uma característica essencial e permite a transferência de estresse do implante para o osso sem qualquer movimentação relativa ou abrasão. A ausência de qualquer camada fibrótica permite que o estresse seja transmitido sem qualquer mudança progressiva na adesão ou contato entre o osso e o implante. O uso de implantes com rosca fornecem uma forma de travamento com o osso. A distribuição de cargas verticais e laterais aplicadas nas próteses fixas depende do número, distribuição e dureza dos pilares usados, bem como da forma e dureza da própria prótese. Cantilevers aumentam a carga no primeiro implante terminal. O

implante osseointegrado apresenta um contato direto com o osso e transmitirá qualquer onda de estresse ou choque aplicados a ele. Por esta razão é aconselhável o uso de materiais que absorvam o choque, tal como a resina acrílica.

RANGERT; JEMT; JÖRNEUS⁴⁰, em 1989, trataram dos parâmetros mecânicos fundamentais que determinam carga na unidade de implante. A mastigação induz principalmente forças verticais na dentição, no entanto, forças transversas são também criadas pela movimentação horizontal da mandíbula e pela inclinação das cúspides. Estes dois tipos de cargas são totalmente diferentes em natureza, a carga axial é mais favorável e distribui o estresse mais uniformemente através do implante enquanto o momento exerce estresse tanto no implante como no osso. Os autores comentam que o assentamento perfeito de todos os pilares e uma alta rigidez dentro da infraestrutura são requisitos para que o momento seja uniformemente distribuído. Se o assentamento entre o implante e a prótese não é perfeito, algumas unidades receberão maior porção da carga, enquanto outras serão virtualmente não carregadas. Se a rigidez suficiente não é alcançada, a unidade mais próxima da carga irá receber maior parte do momento. O parafuso de ouro é o elo mais fraco do sistema, permitindo assim que as fraturas ocorram nele, visto que é facilmente repostado. O afrouxamento é, geralmente, a causa mais comum da fratura do parafuso. Quando instalamos os implantes algumas regras de engenharia devem ser seguidas para o planejamento dos implantes e desenho das próteses. Quando planejamos próteses sobre implantes devemos distribuir os implantes ao longo da curvatura da linha oclusal, garantir o bom assentamento entre a prótese e o pilar do implante e permitir que o parafuso seja bem apertado, maximizar a ação de alavanca a 2X na região de molar, maximizar a ação de alavanca a aproximadamente 4X na região de incisivos. Quando a infra-estrutura está bem apertada, com os parafusos com torque adequado e mesmo assim ocorrerem fraturas, os autores recomendam reavaliar a prótese com relação à extensão do cantilever, esquema oclusal e posição dos implantes, pois pode estar ocorrendo sobrecarga no sistema.

JEMT²⁷, 1991, realizou um trabalho que tinha como proposta identificar os problemas e complicações relacionadas ao tratamento protético de pacientes que receberam prótese fixa implanto-suportada ao longo do primeiro ano de inserção. O tratamento seguiu um protocolo padrão onde 384 pacientes de 32 a 84 anos receberam 2199 implantes (73,4 % na mandíbula e 12 % com implantes de 7 mm). Quatorze dias após a cirurgia de reabertura as consultas clínicas para realização das próteses foram iniciadas. Após o recebimento das próteses os controles começaram ser realizados. No primeiro ano 97,2% das próteses foram acompanhadas. Sete pacientes faleceram e quatro não retornaram para as avaliações. Vinte e quatro implantes (1.1%) falharam entre a colocação do implante e antes da prótese ser conectada. As falhas ocorreram mais na maxila (2,9%) que na mandíbula (0,4%). Implantes de 7 mm falharam mais com relação aos outros tipos na maxila, já na mandíbula não foi encontrada uma relação. Doze por cento dos implantes que receberam carga falharam durante o primeiro ano de função. As perdas ocorreram mais na maxila (7 perdas) que na mandíbula (3 perdas). Setenta e duas maxilas e duzentos e cinqüenta e seis mandíbulas foram tratadas com o protocolo de 5 consultas. Duas próteses implanto-suportadas na maxila foram recolocadas como overdenture pelo fato da não integração dos implantes e nenhuma prótese falhou completamente na mandíbula. A maior parte das próteses não requereram mais do que 2 a 4 consultas posteriores. No entanto, 16,1% das próteses maxilares e 3,8% das próteses mandibulares requereram mais que 7 consultas pós-inserção no primeiro ano. Após a inserção, 69,3% das próteses apresentaram o parafuso de ouro estável no controle de um ano, sendo que a diferença entre a maxila e a mandíbula apresentou-se significativa. Com relação aos problemas apresentados, na maxila o mais óbvio estava relacionado à dicção (31,2%) enquanto morder a bochecha e o lábio foi o problema mais comum na mandíbula (6.6%). Problemas gengivais incluindo fistula, hiperplasias e inflamações estavam relacionados a 1.7% dos implantes, quatro fistula estava relacionado ao afrouxamento do parafuso do pilar. Inflamação e irritação sob o cantilever posterior foi um problema encontrado na mandíbula. Quatro por cento das próteses tiveram fratura na resina acrílica no primeiro ano, três infra-estruturas de ouro fraturaram no primeiro ano por causa de suas dimensões reduzidas. Nenhuma fratura foi encontrada nos implantes,

parafusos de ouro e pilares. Este estudo demonstrou que ocorreu uma ampla série de problemas e complicações durante o tratamento protético e no primeiro ano de função das próteses implanto-suportadas. A maioria dos problemas ocorreu na maxila, mas poucos problemas comprometeram a estabilidade contínua das próteses fixas. A maior parte dos problemas eram fáceis de serem resolvidos.

JORNÉUS; JEMT; CARLSSON²⁸, 1992, realizaram um estudo que teve por objetivo avaliar a carga na junção parafusada de implantes individuais e testar a estabilidade de diferentes desenhos e materiais dos parafusos dos pilares em uma bancada de testes. Para a realização do trabalho foram selecionados aleatoriamente 4 pacientes com próteses individuais sobre implantes para o registro de força máxima de oclusão. A carga máxima de oclusão estava situada entre 140 e 390 N. Foram avaliados 4 tipos de parafusos no teste laboratorial: 1. de titânio com cabeça cônica e rosca tipo 1; 2. de titânio com cabeça plana e rosca tipo 1; 3. de titânio com cabeça plana e rosca tipo 3 e 4 de ouro com cabeça plana. Foi montado um implante de 10 mm em um bloco de resina e um pilar foi parafusado ao implante com os parafuso acima descritos com torques de 20 a 35 Ncm. Cada tipo de parafuso foi testado antes e imediatamente após o apertamento 5 vezes, sendo que em cada teste novos componentes foram utilizados. Para simular a parte funcional, uma outra série de medições de torque foi realizada após a junção parafusada ter sido carregada. Uma força de 70 N foi aplicada no pilar perpendicular ao eixo longo do implante, a 9,5 mm da interface implante-pilar. Esta força foi repetida 100 vezes. Daí a montagem teste foi rotacionada em 180° e foram aplicados mais 100 ciclos de carga. Foi realizado um teste extensivo com os parafusos de liga de ouro. Neste teste, o parafuso (tipo d, de ouro) foi carregado até 1 milhão de ciclos, após o quê, o torque necessário para mover o cilindro do pilar foi medido. O afrouxamento não intencional é um potencial problema comum a todos os tipos de parafusos. A pré-carga deve ser a mais alta possível porque cria uma força de contato entre o pilar e o implante. Quanto mais firme for o contato entre as peças (cilindro do pilar e o implante), mais estável será esta junção. Os autores enfatizaram ainda a ocorrência de dois mecanismos de afrouxamento dos parafusos: por flexão e pelos efeitos de

assentamento. Uma força de flexão acima da resistência do parafuso resulta em sua permanente deformação, causando a redução das forças de contato entre o implante e o intermediário. Outro mecanismo de perda do parafuso se baseia no fato de que nenhuma superfície é completamente lisa. Isto faz com que nem toda a superfície não entre em contato o que, pela micro-movimentação das superfícies, leva a um desgaste das áreas de contato, ficando a interface do parafuso sujeita a cargas externas. A magnitude da fixação depende da aspereza da superfície inicial e da dureza superficial bem como da magnitude das forças. As superfícies ásperas e as grandes cargas externas aumentam a fixação. Quando a fixação total é maior que o alongamento elástico do parafuso, ele trabalha frouxo porque não há mais qualquer força de contato para mantê-lo. Os autores ainda consideram que os testes de carga utilizados representam uma situação extrema, raramente ocorrendo em situações clínicas. Portanto, sugeriram que a utilização de parafusos de titânio possibilita uma boa margem de segurança na maioria das situações clínicas.

CLELLAND et al.⁵, 1993, realizaram um experimento que tinha como proposta comparar o estresse e a deformação produzida por três pilares angulados de um sistema específico de implantes. Para a realização do experimento usaram implantes Steri-Oss de 3.8 X 10 mm e sobre eles pilares cimentados de 7mm de altura com uma angulação de 0° , 15° e 20°. Para conduzir o experimento, os autores construíram modelos com resina fotoelástica no qual os implantes foram envolvidos. Um dinamômetro foi utilizado para se aplicar uma carga de 178 N na parte superior dos intermediários e fotografias foram realizadas para comparação das franjas fotoelásticas. A angulação dos pilares foi à única variável para cada um dos cinco modelos. Para se determinar o estresse normal, um modelo adicional foi construído com resistências elétricas (strain gauges) envoltas em resina. Isto permitiu a determinação precisa do estresse normal em um ponto específico para as diferentes angulações dos pilares. Os resultados mostraram que o pilar com 0° de inclinação gerou um arranjo simétrico do padrão das franjas. Para o pilar com 15° de inclinação, o arranjo das franjas mostrou um aumento no lado oposto à força aplicada bem como no ápice do implante. Já o pilar com 20° de

inclinação, mostrou a terceira franja ao longo do implante no lado oposto à carga aplicada. Quando se usaram os dados das mensurações com os Strain gauges, os valores das franjas foram convertidos e então os dados forneceram resultados consistentes com a interpretação visual das franjas. O estresse compressivo em MPa para o pilar de 0° foi $0,512 \pm 0,007$ e o estresse de tração foi de $0,339 \pm 0,005$, para o pilar de 15° compressivo $0,869 \pm 0,029$ e tração $0,419 \pm 0,004$ e para o pilar de 20° compressivo $0,975 \pm 0,061$ e tração $0,484 \pm 0,033$. Os testes estatísticos revelaram diferenças entre as três angulações com relação à deformação por compressão e diferença entre o pilar de 0° entre 15° ou 20°. Não houve diferenças entre os pilares de 15° e 20°. O estresse compressivo quase dobrou, no lado do implante oposto à carga aplicada, com as angulações variando de 0° até 20°. Embora existisse um aumento no estresse e na deformação do pilar com o aumento da angulação, esta deformação pareceu estar dentro da zona fisiológica para o osso.

YANASE et al.⁵¹, 1994, foram convidados a falar de sua experiência de como eles testavam o assentamento de infra-estrutura fundida para próteses implanto suportada. YANASE (YANASE et al.⁵¹) inicialmente checava a fidelidade do modelo mestre, e para isto remontava os copings de impressão no modelo mestre fabricado. Quando análogos ou réplicas estavam mal posicionados, eram removidos do modelo mestre e reposicionados. Após este teste inicial, as infra-estruturas eram fabricadas. As infra-estruturas podiam ser fabricadas em uma única unidade ou em secções que são remontadas e soldadas. Depois de retornar do laboratório a infra-estrutura era assentada sobre o modelo mestre e se avaliava visualmente. Exercia pressão com os dedos no pilar distal esquerdo e direito e pilar do meio em seqüência e finalmente nas três localizações para verificar qualquer balanço. Daí os parafusos eram apertados e qualquer balanço ou desajuste visível confirmado. A infra-estrutura devia assentar passivamente no modelo de trabalho. Feito isto, a fundição era avaliada intra-oralmente da mesma forma que foi avaliada no modelo mestre. Alguns materiais podem ser usados para se confirmar este assentamento. Outra ferramenta útil é o feedback do paciente a respeito de dor, pressão ou conforto durante o apertamento dos parafusos. Se existirem discrepâncias que sugeriram desajustes, a secção e nova soldagem devem ser

realizadas e a infra-estrutura avaliada novamente antes da conclusão da prótese. Já BINON (YANASE et al.⁵¹), inicia seus trabalhos com um gabarito de verificação no modelo. Após a impressão o modelo é vazado e montado e o técnico coloca cilindros provisórios em cada análogo do implante. Estes análogos são conectados com resina que toma presa durante a noite, a resina é cortada com uma fina serra e novamente unida com o mesmo material. Esta estrutura é levada à boca. Este gabarito é assentado com pressão dos dedos em várias localizações ao redor do arco. Se o assentamento foi fiel o gabarito é tirado da boca e os análogos são unidos a cada cilindro temporário e um modelo mestre é vazado com gesso pedra. Tendo identificado e corrigido qualquer desajuste, análogos fora de posição são removidos do modelo e um novo análogo é unido com gesso a este modelo. Depois de corrigido, o modelo de trabalho pode ser usado para enceramento e fabricação da estrutura. Para um ótimo assentamento o autor geralmente usa componentes usinados. As infra-estruturas das próteses fixas totais implanto-suportadas são fundidas em dois ou três segmentos. O teste de assentamento inicia-se com o exame íntimo das superfícies usinadas que contactarão o implante ou o pilar na boca. A infra-estrutura é levada ao modelo de referência e todas as partes são conectadas com resina e soldadas. Feito isto, leva-se à infra-estrutura para a boca e apertam-se os parafusos em cada implante. Se o paciente diz que sente pressão, desconforto e dor quando os componentes são apertados, desajustes existem na infra-estrutura. Então a infra-estrutura é cortada e novamente soldada. Usando-se um gabarito e um modelo mestre de referência eliminam-se virtualmente todas as discrepâncias que afligem as próteses totais fixas implanto-suportadas. Para JEMT (YANASE et al.⁵¹), a prova da infra-estrutura é um dos procedimentos mais críticos durante a fabricação de uma prótese implanto-suportada. O pobre assentamento entre a infra-estrutura e o implante pode introduzir estresse quando os parafusos de ouro são apertados. O risco de distorção está relacionado a fatores como número de implantes, largura e curvatura do arco, alinhamento dos implantes e escolha do sistema de pilar. Para avaliar o assentamento, a distorção do modelo pode ter papel fundamental na fabricação da infra-estrutura. Por experiência clínica, fendas de até 150 µm são fechadas pelo aperto dos parafusos. Uma seqüência de aperto dos parafusos também é importante e a resposta do paciente frente ao aperto

destes parafusos também. A percepção de uma leve tensão que desaparece após alguns minutos pode ser aceitável. O exame visual e sondagem são também usados como complemento de identificação da adaptação entre a infra-estrutura e o implante. Então, o teste para o assentamento da infra-estrutura deveria focar mais nos níveis de estresse potencial que deveria ser induzido quando a fundição é conectada, do que em consideração ao desajuste entre os componentes. Isto significa que uma infra-estrutura com um certo nível de assentamento clínico, pode ser aceita em uma situação, mas, não em outra. Se seguir este protocolo poucos problemas podem ser atribuídos ao pobre assentamento. GULBRANSEN (YANASE et al.⁵¹), por sua vez, fala que atenção deveria ser dada às fontes potenciais de imperfeições. Elas podem surgir durante os procedimentos de moldagem, estilo dos copings de moldagem e tipo do material de impressão usado, e os transfers de impressão são cuidadosamente montados sobre os implantes e os análogos corretamente posicionados. Quanto o gesso expande? Quais são as propriedades da liga usada? Como se vê, a avaliação cuidadosa do assentamento de uma fundição é crítica em implantes odontológicos. Um assentamento defeituoso da infra-estrutura coloca estresse desnecessário na interface osso-implante, mesmo antes de uma carga oclusal ter sido aplicada. Obter um assentamento passivo de uma prótese fundida suportada por implantes é um aspecto extremamente importante dos implantes odontológicos. PAREL (YANASE et al.⁵¹) salientou que é impossível a obtenção de uma adaptação realmente passiva, apesar de se dispor de vários métodos para melhorar os procedimentos de fundição e da confecção da prótese como um todo. Sugeriu que a inspeção visual e o apertamento do parafuso são as melhores formas de avaliar a adaptação. Ao se apertar o parafuso mais distal deve-se observar a adaptação do outro lado da peça. Esta técnica é facilmente realizada, tanto no laboratório como na clínica, embora não seja possível ser observada quando a interface esteja localizada sub-gengivalmente. Neste caso, o autor recomenda observar a quantidade de voltas necessárias para apertar o parafuso e, caso um parafuso exigir mais voltas, pode indicar um desajuste vertical. Os autores ressaltaram, ainda, a necessidade de verificação da fidelidade do modelo obtido e consideraram esse procedimento fundamental para a obtenção de uma peça bem adaptada e para permitir a verificação da adaptação já no próprio modelo.

HULTERSTRÖM; NILSSON²¹, 1994, realizaram um estudo onde acompanharam clínica e radiograficamente 66 pacientes que foram tratados com prótese implanto-suportada onde as infra-estruturas foram confeccionadas com liga de Co-Cr. As ligas utilizadas para a fundição foram Wironit e Fórmula Super Cast. No desenho da infra-estrutura tínhamos que as partes metálicas faceavam a crista do rebordo alveolar e parte da superfície lingual e as outras partes eram de acrílico. Os cilindros de ouro eram conectados à infra-estrutura de três formas diferentes: 1 – Cilindros de ouro eram conectados à infra-estrutura de Co-Cr com resina acrílica autopolimerizável; 2 – Cilindros de ouro soldados parcialmente à infra-estrutura combinados com resina acrílica autopolimerizável; 3 – Cilindros de ouro completamente soldados à infra-estrutura. Os resultados encontrados durante as avaliações não mostraram complicações com relação ao material usado, nenhuma reação anormal dos tecidos foi vista. As infra-estruturas não exibiram descoloração e corrosão. Os autores falam ainda que, como material para as infra-estruturas de prótese implanto-suportada, a liga de Co-Cr oferece biocompatibilidade favorável, resistência à corrosão, baixo peso específico, alta rigidez e baixo custo. Uma desvantagem da liga de Co-Cr é a alta rigidez da liga, o que pode tornar a infra-estrutura difícil de ajustar sem instrumentos específicos. A partir deste estudo os autores puderam concluir que não houve nenhuma complicação atribuída ao material usado. O Co-Cr é uma liga adequada como material das infra-estruturas de próteses implanto-suportadas em casos onde não existem problemas estéticos, preferivelmente em pacientes com mandíbula totalmente desdentadas.

WASKEWICZ; OSTROWSKI; PARKS⁴⁹, 1994, realizaram um trabalho utilizando análise fotoelástica que teve por objetivos estudar os padrões de estresse gerados ao redor dos implantes com o assentamento de infra-estruturas passivas e não passivas. Foi fabricado um modelo fotoelástico simulando uma mandíbula o qual recebeu cinco implantes de 3.75 X 10 mm separados 7 mm um do outro. As infra-estruturas foram confeccionadas utilizando cilindros de ouro e liga de ouro-paládio (Allabond 60). As fundições foram inspecionadas em microscópio para avaliar as imperfeições. As infra-estruturas foram colocadas no modelo fotoelástico e avaliada a movimentação

e aberturas visuais entre os pilares e os cilindros de ouro. As infra-estruturas não passivas foram analisadas fotoelasticamente pelo apertamento seqüencial dos parafusos de ouro com um torque de 10 Ncm de três formas diferentes (parafuso 1, 2, 3, 4, 5; parafuso 5, 4, 3, 2, 1 e parafuso 3, 2, 4, 1, 5). Após esta avaliação as infra-estruturas foram seccionadas, unidas, soldadas e passaram por uma avaliação em microscópio para avaliar as imperfeições. Então foram apertadas no modelo fotoelástico, e a mesma seqüência descrita acima foi utilizado para a avaliação do estresse induzido. A instalação de infra-estrutura não passiva mostrou a geração de estresse entre os implantes. O padrão de estresse observado após o aperto de todos os parafusos mostrou uma distribuição generalizada através de todos os cinco implantes com os maiores estresses vistos entre as secções médias dos implantes 1 e 2 e entre os implantes 4 e 5. A distribuição de estresse foi menor entre os implantes 2, 3 e 4. Já as áreas apicais de todos os implantes mostraram um halo de baixa concentração de estresse. Após os procedimentos de seccionamento e soldagem a união das infra-estruturas aos pilares não mostrou padrão adverso de estresse aos implantes. A ordem de apertamento dos parafusos não foi significativa. Os maiores estresses foram encontrados no terço médio de cada implante com um mínimo de estresse visto nas regiões apicais e cervicais.

BENZING; GALL; WEBER¹, 1995, realizaram um estudo que tinha por objetivo comparar o estresse gerado no tecido ósseo quando utilizava dois tipos de materiais para a confecção da infra-estrutura e dois tipos diferentes conceitos de prótese fixa implanto-suportada para a maxila. *Strain gauges* foram utilizados para medição durante as cargas funcionais em uma paciente do sexo feminino tratada com seis implantes IMZ distribuídos na região anterior, de pré-molares e na tuberosidade. As medidas foram repetidas quando os trans-mucosos na região da tuberosidade foram removidos gerando um braço de extensão distal (cantilever) suportado por quatro implantes. O objetivo desta medição in vivo foi verificar o relacionamento da variação das tensões recebidas por uma estrutura que foi suportada de duas formas diferentes. Por razões éticas, as medições com *strain gauge* in vivo não podem ser realizada dentro do osso, então análises de elemento finito foram utilizadas para verificação do estresse ao longo da interface implante-osso. Os resultados

mostraram que os ciclos mastigatórios causam compressão e tensão sobre os implantes. Dependendo do desenho da infra-estrutura, da posição do implante, da posição do *strain gauge* e carga aplicada, um componente de tensão é dominante. Os resultados com tensões compressivas dominantes estavam localizados no lado distal do implante na região da tuberosidade da maxila (implante 1) e no primeiro pré-molar (implante 2) no lado da mastigação e nos implantes na região de incisivo lateral (implante 4) e tuberosidade (implante 6) no lado contra-lateral. Nos implantes na região do incisivo lateral (implante 3) e primeiro pré-molar (implante 5) forças de tensão prevaleceram. As maiores tensões foram encontradas nos implantes na região do primeiro pré-molar direito (implante 2, distal: 270 $\mu\text{m}/\text{m}$) e as menores tensões foram encontradas no implante da tuberosidade esquerda (implante 6, distal: 31 $\mu\text{m}/\text{m}$). Após a remoção dos trans-mucosos dos implantes da tuberosidade a infra-estrutura se tornou em cantilever suportada por quatro implantes, com tensões aumentando na região do primeiro pré-molar direito (implante 2) 3,4 vezes (909 $\mu\text{m}/\text{m}$). No implante 3 a tensão aumentou 2,6 vezes e no implante 5 aumentou 2 vezes. Nenhuma diferença foi encontrada no implante 4. Nas análises de elemento finito para o modelo com implantes distribuídos, alta concentração de estresse compressivo ocorreu ao redor do implante 1 (tuberosidade) e no lado distal do implante 2 (primeiro pré-molar direito). Na seção cortical entre estes dois implantes foram encontrados forças de tensão. Ao redor dos implantes no lado contra-lateral e próximo da região apical de todos os implantes, poucas linhas de estresse puderam ser vistas. A distribuição de estresse no modelo com infra-estrutura em cantilever suportada por seis implantes no arranjo concentrado foi totalmente diferente. Estresse compressivo foi encontrado na interface do implante/osso na região do primeiro pré-molar direito, mas no osso cortical no lado mesial ocorreram forças de tensão. Forças de tensão foram dominantes também ao redor dos implantes 2 e 3 e do lado mesial do implante 4. A rigidez da infra-estrutura teve influência na concentração de estresse gerado no tecido ósseo. Baseado nos resultados deste estudo os autores concluíram que o arranjo espaçado de seis implantes na maxila é preferível. Se infra-estruturas em cantilever não puderem ser evitadas, materiais com alto módulo de elasticidade devem ser utilizados para a confecção da infra-estrutura. Prótese implanto-suportada sobre seis implantes não reduz o

estresse no osso quando comparada com próteses suportadas por quatro implantes com o mesmo comprimento do cantilever. O conceito de quatro ou seis implantes num arranjo concentrado com infra-estruturas em cantilever implica em risco de sobrecarga mecânica para os implantes distais.

ISA; HOBKIRK²³, 1995, realizaram um trabalho in vitro que tinha como objetivo desenvolver uma técnica confiável para o uso clínico onde os estresses sobre os implantes Branemark associados com o apertamento do pilar trans-mucoso (TMA) os parafusos de ouro, a colocação de infra-estruturas fundidas com variação nos graus de assentamento e diferentes padrões de carga oclusal pudessem ser medidas. Para a realização do estudo eles construíram um modelo experimental onde 5 réplicas metálicas de 10mm dos implantes Branemark foram dispostas linearmente e enumeradas de 1 a 5 com 3 sendo implante médio. Sobre estes implantes foi confeccionada uma infra-estrutura em liga de ouro tipo IV. Dois extensômetros foram fixados longitudinalmente em cada intermediário para a análise do estresse gerado. O experimento envolveu a avaliação de forças associadas a: 1. apertamento individual do cilindro de ouro; 2. colocação da infra-estrutura; 3. colocação da superestrutura com fendas em vários locais dos implantes. As fendas de 10, 30, 60 e 110 μm foram criadas com o uso de ruelas individuais de folha de aço inoxidável. Este estudo in vitro demonstrou as complexidades do implante multicomponentes. Os exemplos prévios de carga dividida entre os implantes nos fazem crer que a superestrutura e os implantes podem ser considerados uma só unidade rígida e são livres de estresse, antes da carga. Isto evidentemente não é o caso, e foi observado que: 1. quando se apertava os parafusos de ouro houve estresses compressivos sobre pilar transmucoso, mesmo com a infra-estrutura que aparentemente não tinha discrepância de assentamento; 2. as forças geradas pelo apertamento dos cilindros de ouro não foram igualmente distribuídas, e não consistentes; 3. foram produzidos estresses de tensão sobre pilares transmucoso quando as fendas foram introduzidas entre os implantes e a infra-estrutura, mesmo quando as deficiências eram tão pequenas quanto às de 10 μm ; 4. a capacidade de um torque de 10 Ncm no parafuso de ouro fechar as fendas foi dependente de sua dimensão e localização.

KANO et al.²⁹, 1995, comparam em sua investigação a adaptação de infra-estruturas nos quais foram utilizados cilindros de ouro (Nobelpharma®) e componentes similares calcináveis (3i®) usando diferentes ligas metálicas (Pors-on 4, Palliag M, Durabond). Cinco amostras de cada grupo foram feitas e as medidas da interface foram mediadas em um microscópio projetor com aumento de 30X. Os resultados mostraram uma desadaptação de 117 µm para o cilindro de ouro; 132 µm para o Pors-on 4; 135 µm para o cilindro calcinável; 156 µm para o Durabond (Ni-Cr) e 224 µm para o Palliag M. Estes resultados levaram os autores a concluir que os cilindros de ouro são equivalentes aos cilindros de plástico (3i) e as infra-estruturas fundidas em Pors-on 4.

O preciso assentamento entre a infra-estrutura da prótese sobre implante e os pilares de suporte é importante na redução do estresse na infra-estrutura, componentes dos implantes e osso adjacente. Baseados nesta afirmação MILLINGTON; LEUNG³⁷, 1995, realizaram um estudo onde procuraram avaliar a relação existente entre o tamanho e a localização de desadaptação e distribuição das forças na superfície das infra-estruturas sobre implantes. Para realizar este estudo, foi confeccionada uma barra reta de latão para simular a maxila com 20 mm de diâmetro que abrigava as 4 réplicas de implantes Branemark® (A, B, C, D) de 10 mm de comprimento. A infra-estrutura tinha 5mm X 3,75 mm e peso de 18 g fabricada em liga de ouro tipo IV. Sobre ela foi aplicada uma camada de resina fotoelástica para avaliar os efeitos desta desadaptação. Para simular as desadaptações, calços eram colocados em três intermediários e os parafusos eram apertados com torque de 10 Ncm. O efeito das 9 discrepâncias (6 µm, 17 µm, 27 µm, 40µm, 55 µm, 68 µm, 81 µm, 104 µm) foi testado separadamente para o pilar terminal (D) e para o pilar intermediário (C). Os resultados mostraram correlação entre o tamanho da discrepância de assentamento e o estresse na infra-estrutura. A taxa de aumento do estresse com o tamanho da fenda foi não linear, com as maiores taxas observadas acima de 40 µm no pilar terminal e 27 µm no pilar intermediário. No pilar intermediário (C) o estresse aumentava rapidamente até alcançar um platô com fenda de 55 µm. O modelo revelou que, com este tamanho de fenda, o parafuso de ouro não desenvolvia força suficiente para dobrar a infra-estrutura, permitindo o fechamento da junção. Uma fenda de 104

μm no pilar intermediário resultou um estresse máximo de - 144 MPa (compressão) no pilar intermediário e a mesma fenda no pilar terminal produziu um estresse máximo de 98 MPa (tensão). A partir destes resultados os autores concluíram que: estresse foi induzido nas infra-estruturas com discrepância de assentamento tão pequenas quanto 6 μm ; nas discrepâncias localizadas no pilar intermediário o estresse máximo ocorreu com discrepâncias de 40 μm ; o parafuso falhou em fechar a junção com discrepâncias a partir de 55 μm ; para as discrepâncias localizadas no pilar terminal o estresse continuou aumentando até a fenda mais larga testada (104 μm); os níveis de estresse foram mais altos quando a discrepância estava localizada no pilar intermediário quando comparados com o pilar terminal; o local de máxima incidência de estresse foi sempre encontrado acima do pilar intermediário independente da localização da discrepância. Este local recebe forças compressivas, quando a fenda está localizada no pilar intermediário enquanto forças de tensão foram observadas para fendas no pilar terminal.

PATERSON et al.³⁹, 1995, realizaram um trabalho que tinha por objetivo gerar dados advindos de experimentos que poderiam ser usados para validar modelos teóricos. Os experimentos foram conduzidos *in vitro* como primeiro estágio de uma série de experimentos que incluía também estudos *in vivo*. O efeito da falta ou fratura do parafuso de ouro e o efeito do comprimento do cantilever distal também foram investigados. O experimento gerou uma vasta quantidade de dados que permitiram aos autores concluir que: de uma maneira geral, para a força de mordida aplicada na parte distal da prótese, as cargas axiais foram menores que as previstas pelas análises teóricas prévias. Os momentos de torção foram muito maiores nos pilares adjacentes aos cantilevers distais e podia ser esperado a falha do parafuso de ouro através do afrouxamento e/ou fadiga com cantilevers longos, mas, aumentando o comprimento do cantilever aumentou a carga compressiva máxima no pilar adjacente. Porém pouco efeito na carga axial de tração nos pilares anteriores foi observado. Quando os parafusos de ouro foram removidos para simular a influência da fratura ou afrouxamento dos parafusos as cargas máximas de tração e compressão foram aumentadas, mas o momento de torção se

manteve o mesmo. A remoção dos parafusos adjacentes aos cantilevers tinha um efeito pior.

SPIKERMANN et al.⁴⁶, 1995, descreveu os principais métodos de para investigação e análise biomecânica: análise de Elemento Finito, Análise de Birrefringência (fotoelaasticidade), medidas de carga in vivo e in vitro (extesometria) e estudos da Resistência de adesão entre o implante e o osso. Com estes testes o autor salienta a possibilidade da aquisição de resultados valiosos em estudos in vitro, pelo fato de as forças aplicadas poderem ser qualificadas e quantificadas com estas tecnologias.

CARR; GERARD; LARSEN³, 1996, realizaram um trabalho que tinha como objetivo examinar o efeito que próteses desajustadas exerciam na osseointegração de implantes e no volume de osso no qual foi usado um modelo animal. Este estudo comparou preliminarmente a resposta óssea ao redor de dois grupos de implantes. Um grupo de próteses foi rigidamente conectado aos implantes com um bom assentamento e o outro grupo foi conectado com um pobre assentamento. Para a realização do estudo foram utilizadas seis fêmeas adultas de babuínos que tiveram seus dentes posteriores extraídos e após dois meses de cicatrização foram instalados os dois implantes com 3,8 X 10 mm de dimensões. O segundo estágio cirúrgico foi realizado após três meses de cicatrização, onde foram colocados intermediários cônicos. As próteses foram confeccionadas, instaladas sobre os implantes e os animais sacrificados após 24 e 48 horas, 1, 2, 3, e 4 semanas para a remoção das peças que seriam processadas e examinadas. Esta investigação focou sua atenção somente na resposta óssea para as cargas induzidas com a fixação das próteses. Os resultados obtidos falharam em distinguir uma diferença na resposta óssea entre os dois níveis de assentamento protético. Os dados sugeriram uma resposta oposta a que era clinicamente esperada. Por causa do desenho do estudo, ele não permitiu imitar a aplicação clínica dos desajustes das próteses. Sendo assim, não pode ser inferido em condições clínicas se a forma de assentamento das próteses pode ou não alterar a interface osso-implante. Segundo os autores, o estudo apresentou muitas limitações e dentro deste contexto puderam concluir que: a

avaliação clínica da estabilidade dos implantes não revela diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos de próteses; a avaliação radiográfica não quantitativa não revelou diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos de próteses; análises de resposta óssea incluindo porcentagem de osseointegração e área óssea não revelaram diferença estatisticamente significativa entre os dois tipos de próteses e por fim por causa do desenho do estudo não representar a aplicação clínica das próteses desadaptadas, onde as cargas funcionais dinâmicas são somadas à carga do desajuste, não se pode concluir que, em situações clínicas, o modo com que as próteses são assentadas não alteram a osseointegração.

CARR; BRUNSKI; HURLEY², 1996, realizaram um trabalho que tinha por objetivo medir a pré-carga produzida quando se comparava cilindro de ouro, cilindro fundido a partir de cilindro de ouro pré-fabricado e cilindro plástico e o mesmo cilindro seguido de manipulações de acabamento e polimento após as fundições. Para a realização do trabalho, foram utilizados cilindros de ouro e de plástico com o intermediário SDCA 004 Nobel biocare fundidos em ligas de alta e baixa fusão para verificar a influência da temperatura na pré-carga. Os resultados mostraram uma pré-carga significativamente maior para os cilindros metálicos quando comparados com os cilindros de plástico. Dentro do grupo cilindros de plástico, as ligas de baixa fusão produziram uma pré-carga significativamente maior que as de alta fusão. Cilindros metálicos de diferentes fabricantes exibiram diferentes valores de pré-carga. Comparados com o grupo controle nem cilindros do grupo plástico nem cilindros do grupo metal apresentavam pré-cargas iguais. O efeito do revestimento no grupo cilindro plástico não foi significativamente diferente. O acabamento e polimento fizeram uma diferença significativa para o grupo cilindro de plástico. Estes dados sugerem que o acabamento e polimento dos cilindros, quando padrões plásticos são usados como parte da infra-estrutura, deveriam fornecer um aumento na pré-carga. Para situações onde uma pré-carga mais previsível é desejada, escolhendo cilindros metálicos pré-fabricados sobre os cilindros de plástico oferece algumas vantagens na precisão e magnitude das pré-cargas.

CHESHIRE; HOBKIRK⁴, 1996, realizaram um trabalho em pacientes que usavam próteses totais mandibulares sobre implantes Nobel Biocare™. O objetivo era investigar o assentamento das infra-estruturas que tinham sido julgadas satisfatórias pelos clínicos que trataram estes pacientes. Cinco pacientes selecionados para a investigação tinham sua prótese funcionando por no mínimo 8 anos sem problemas clínicos. Os pilares foram identificados de acordo com sua posição no arco, e sobre eles foi aplicada silicona de adição leve e a infra-estrutura foi cuidadosamente recolocada e todos os parafusos foram apertados com a mão e com auxílio de uma catraca com uma força de 10 Ncm. As infra-estruturas foram removidas após a presa do material e sobre este material um novo incremento de silicona de adição de consistência média foi adicionado. Estas impressões foram estocadas e seccionadas seqüencialmente ao longo de seu eixo coronal e depois medidas com auxílio de um microscópio. Os resultados desta avaliação mostraram que a média de discrepância vertical para o apertamento mecânico foi de 21 µm com uma variação de 0 a 130 µm e a média da discrepância vertical para o apertamento manual foi de 14 µm com uma variação de 0 a 63 µm. Já para as discrepâncias horizontais com apertamento mecânico a média foi de 31 µm variando de 0 a 140 µm e para o apertamento manual a média foi de 46 µm com uma variação de 0 a 113 µm. Em um dos pacientes os cilindros raramente tinham a orientação paralela aos pilares trans-mucoso. Baseados nestes resultados, concluíram que discrepâncias existem ao redor de infra-estruturas consideradas assentadas clinicamente. Os cilindros e os pilares raramente são concêntricos o que torna os cilindros angulados sobre os pilares. O apertamento manual reduz as discrepâncias quando comparado com o apertamento mecânico a 10 Ncm de torque.

CLELLAND; CARR; GILAT⁶, 1996, realizaram um trabalho que visava medir a tensão transferida para o osso pelo aperto dos parafusos de uma prótese total fundida e compará-la a mesma prótese total fundida após seccionamento e soldagem. Para isso, construíram um modelo com resina fotoelástica simulando uma mandíbula desdentada com cinco implantes distribuídos em arco com 7 mm de distância entre os centros. Quatro strain gauges foram incorporados à resina em quatro localizações próximo aos

implantes terminais do lado esquerdo e direito. Todas as infra-estruturas seguiram um protocolo para sua confecção e foram realizadas pelo mesmo técnico em prótese dental. Os dados foram coletados após as infra-estruturas serem apertadas com cinco parafusos de fenda de ouro com torque de 10 Ncm. Depois de gravados os dados, as infra-estruturas foram seccionadas em duas posições e enviadas para o laboratório para soldagem. Após a soldagem as mensurações foram repetidas para se avaliar as tensões. Todos os procedimentos de medida foram repetidos por três vezes. Para se realizar as medidas das tensões foram utilizados resistências elétricas (strain gauge) que são capazes de medir com fidelidade a corrente elétrica que passa por um corpo. Os resultados mostraram uma força de tração que variou de 46 ± 7 até 424 ± 11 microstrains para o grupo de próteses fundidas e 23 ± 6 até 309 ± 11 microstrains para o grupo soldado. Já as forças compressivas variaram de -32 ± 6 até -196 ± 8 microstrains para o grupo fundido e -3 ± 6 até -403 ± 12 microstrains para o grupo soldado. De modo geral, existiu uma diminuição na magnitude das forças para as infra-estruturas que foram seccionadas e soldadas. Houve um aumento na magnitude das forças na distal esquerda após a soldagem, o que pode estar relacionado com a seqüência de aperto dos parafusos. Comparando com estudos prévios, os resultados indicam que a força principal determinada pelo estudo está dentro da zona fisiológica do osso. Estes resultados permitiram aos autores concluir que infra-estruturas desajustadas criam tensões nas regiões de suporte adjacentes aos implantes e os procedimentos de seccionamento e soldagem das infra-estruturas a fidelidade das infra-estruturas fundidas diminuindo a quantidade de tensões transferidas.

ISA; HOBKIRK²⁴, 1996, realizaram um trabalho in vitro que tinha como objetivo estabelecer dados base sobre os efeitos das fendas de vários tamanhos entre a infra-estrutura e pilares na distribuição das cargas oclusais. O modelo empregado foi o mesmo do trabalho descrito na parte 1. Três condições de cargas foram examinadas: 1. um ponto de carga de 50N no cantilever a 10,5 mm do centro de implante 5; 2. uma carga de 230N foi aplicada diretamente sobre o implante 3; 3. uma força de 230N foi aplicada entre os implantes 3 e 4. Adicionalmente as 3 modalidades de carga, fendas de

0, 10, 30, 60 e 110 μm foram criadas nos implantes 1, 3 e 5 para cada posição de carga. Com base nos resultados os autores concluíram que: 1. a distribuição de força proveniente da infra-estrutura sobre os pilares foi irregular. Isto pode ter sido causado pelo contato assimétrico entre os vários componentes do sistema; 2. Tanto força de tensão, como de compressão foram observadas sobre os pilares, as quais teriam resultado em torque dos implantes em algumas situações; 3. A carga vertical de 300N sobre a infra-estrutura parafusada entre ou sobre os implantes fechou fendas de até 30 μm ; 4. Uma carga vertical de 50N sobre o cantilever fechou as fendas de até 110 μm localizadas no pilar distal; 5. Os achados de vários estudiosos que usam os modelos matemáticos são largamente suportados.

CLELLAND; MEADE⁷, 1997, realizaram um estudo no qual se propuseram a medir as tensões geradas para infra-estruturas cimentadas com resina e infra-estruturas fundidas convencionalmente para um modelo que simulava o osso. A hipótese nula para este estudo era que não havia diferenças entre as tensões medidas para estes dois modelos de infra-estruturas. Três infra-estruturas convencionais e três infra-estruturas cimentadas com resina (pilar cimentado Kulzer®) foram feitas a partir de um modelo mestre representando uma mandíbula desdentada com cinco implantes e intermediários de 4 mm de altura. A adaptação clínica aceitável foi a avaliada apertando-se somente um parafuso de ouro em todas as posições dos intermediários dos implantes sendo considerada aceitável quando desadaptações não eram visualizadas. Foram instalados 2 extensômetros tipo roseta no modelo, posicionados no sentido vertical e paralelos aos implantes das duas extremidades (direita e esquerda) sendo que sua localização correspondia ao nível clínico da crista óssea. Para as infra-estruturas cimentadas os intermediários foram fixados no modelo com cinco parafusos de ouro e as infra-estruturas foram então cimentadas com cimento resinoso sobre estes intermediários. Os dois grupos de infra-estrutura foram apertados sobre os modelos mestres seguindo uma seqüência de aperto: central, esquerdo mais distante, direito mais distante, médio esquerdo e médio direito. A leitura dos extensômetros foi padronizada, sendo os dados armazenados a partir do aperto inicial da cada infra-estrutura. Cada teste foi repetido por três vezes. Os

resultados mostraram diferença estatisticamente significativa para os grupos convencional e cimentados com resina. Existiu uma grande diferença em tensão e compressão entre os dois grupos. Os dados para as infra-estruturas cimentadas foram bastante consistentes entre os dois lados. O grupo convencional mostrou mais variações na tensão entre os dois lados, sendo que os maiores valores absolutos foram encontrados do lado esquerdo. Os resultados permitiram aos autores concluir que infra-estruturas cimentadas com resina transferem menos tensão que infra-estruturas convencionais e que a técnica de cimentação intra-oral fornece uma distribuição mais equilibrada das tensões entre o lado esquerdo e direito da prótese quando comparadas com a técnica convencional retida por parafusos.

Usando análise de elemento finito tridimensional SERTGÖZ⁴⁴, 1997, realizou um trabalho para investigar o efeito de três diferentes materiais de cobertura oclusal (resina, resina composta e porcelana) e quatro ligas para infra-estrutura (ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio) na distribuição de estresse nos seis implantes de uma prótese implanto-suportada e osso suporte. Uma carga vertical de 172 N foi empregada (média de força durante a mastigação de uma prótese implanto-suportada com cantilever bilateral ocluindo contra uma prótese total). Os pontos de aplicação de carga: centro dos implantes terminais, final das extremidades livres, distancia média entre o centro dos implantes terminais e o final do cantilever e quatro pontos localizados na região anterior. O estresse nos parafusos de ouro variou com o material da infra-estrutura. Os maiores valores de tração e compressão estavam relacionados quando se utilizava resina acrílica como material de cobertura e ouro como liga para a infra-estrutura sendo que os menores valores foram encontrados para a porcelana como material de cobertura e cobalto-cromo como liga da infra-estrutura. Estresses por tração estavam localizados na face vestibular, mesial e distal dos implantes enquanto compressão se localizava do lado lingual. Poucas mudanças nos valores de tração e compressão ocorreram com a combinação dos materiais. Estresses por tração ou compressão dentro do osso cortical e trabecular ao redor do implante eram quase independentes da rigidez do material da infra-estrutura. Sendo assim, materiais mais rígidos deveriam ser usados para prevenir falhas

protéticas. Do ponto de vista biomecânico, a combinação de infra-estruturas de cobalto-cromo com cobertura de porcelana seria mais apropriada.

HOBKIRK; HAVTHOULAS¹⁹, 1998, realizaram um trabalho que tinha como proposta avaliar a significância da deformação mandibular na transmissão de forças para o complexo implante-hospedeiro. O experimento foi conduzido com a cópia de uma mandíbula humana desdentada, que foi preparada com resina termo-polimerizável. A mandíbula tinha seis implantes Branemark de 3,75 X 10 mm colocadas verticalmente e uniformemente espaçadas entre os forames mentoniamos. Pilares trans-mucosos de 5 mm foram utilizados e a eles foram colados dois *strain gauges*. Uma infra-estrutura na forma de uma barra foi fundida em liga de ouro tipo IV (secção transversal 6 X 3,8 mm e 13 mm de extremidade livre de cada lado). Esta barra pode se fixada em diferentes combinações dos implantes. Na parte superior da infra-estrutura uma série de esferas de 1,58 mm de diâmetro serviu como ponto de carga. Cargas foram aplicadas direto sobre os parafusos de ouro através de uma esfera de orientação com 3,16 mm de diâmetro. O experimento foi realizado de duas formas: 1. as forças eram aplicadas de forma estática; 2. tentou-se simular o suporte natural com aparato análogo (desenvolvido por Abdel-Latif) aos músculos temporais, masseter e pterigoideu lateral. Forças de até 90 N foram aplicadas nos locais pré-determinados pelas esferas metálicas (isto correspondia a uma força máxima de mordida de 900 N). Os resultados apresentados são relativos às duas condições testadas: suportada em uma mesa de trabalho e suspensa para simular a situação anatômica. A configuração de suporte suspenso demonstrou uma redução das forças de compressão e aumento das forças de tração, quando comparadas com o suporte horizontal, provavelmente por causa da deflexão mandibular. A utilização de um maior número de implantes contribuiu para um padrão mais amplo de distribuição de forças, no entanto, produziu forças de tração maiores na região posterior. A distribuição de forças na mandíbula do complexo implante-hospedeiro pode ser de forma não uniforme, o que pode resultar na assimetria da mandíbula; o uso de um amplo número de implantes para suportar uma infra-estrutura resultou em um pronunciado efeito de alavanca, particularmente ao redor da linha média; pequeno número de implantes foram

associados com padrões mais localizados da distribuição da força; A falta de combinação das características de cisalhamento da infra-estrutura e mandíbula pode aumentar as forças de tensão posterior associadas com a carga unilateral.

Através de um programa de análise de elemento finito RUBO et al.⁴¹, 1999, simularam uma mandíbula humana tratada com prótese suportada por implantes na qual estudaram a distribuição do estresse nos implantes dentais. Nesse modelo computadorizado, foram simuladas as seguintes variáveis: densidade do osso trabecular, comprimento dos intermediários e dos implantes, grau de curvatura da mandíbula e a liga utilizada para a confecção da infra-estrutura (Ag-Pd ou Co-Cr). O computador foi programado com as propriedades físicas dos materiais de acordo com a literatura. Uma carga vertical de 100 N foi utilizada para simular a força oclusal. Os autores observaram uma tendência para a melhor distribuição do estresse entre os implantes e intermediários localizados em uma mandíbula mais estreita, ou seja, com um arranjo mais curvo, com extensão em cantilever menor, implantes mais longos e infra-estrutura mais rígida. A densidade do osso trabecular não mostrou afetar o estresse nos implantes. A redução do número de implantes resultou em muito mais estresse nos pilares remanescentes. O estresse na infra-estrutura foi o mesmo independente da curvatura da mandíbula e mais baixos com pilares mais longos, implantes mais longos e ligas rígidas. O estresse aumentou com osso trabecular denso e quando dois implantes foram perdidos. Cantileveres longos podem causar torção na infra-estrutura.

GUICHET et al.¹⁴, 2000, realizaram um trabalho que teve por finalidade comparar a integridade marginal e o estresse gerado durante o assentamento de próteses parciais fixas sobre implante cimentadas e parafusadas. A condição simulada neste estudo foi à restauração do quadrante posterior da mandíbula com três implantes (1^o pré-molar, 2^o pré-molar e 1^o molar) de 10 mm de comprimento. Dez restaurações foram fabricadas, cinco do tipo parafusada e cinco do tipo cimentada. A forma esquelética correta foi usada para criar um modelo mestre, molde e o modelo de resina fotoelástica. Os resultados da análise marginal microscópica mostraram

que previamente ao apertamento dos parafusos ou cimentação, a abertura marginal média foi similar em ambos os grupos (parafusadas antes = $46.7 \pm 29.8 \mu\text{m}$; cimentada antes = $45.0 \pm 29.1 \mu\text{m}$). Após o apertamento dos parafusos, o grupo com as próteses parafusadas fecharam as margens em média de 65% com uma abertura média de $16.5 \pm 8.1 \mu\text{m}$, que foi estatisticamente diferente de todos os outros grupos. Sobre a cimentação, as restaurações mostraram uma fraca tendência de abertura o que foi não significativo estatisticamente (cimentada antes = $45.0 \pm 29.1 \mu\text{m}$; cimentada depois = $49.1 \pm 26.3 \mu\text{m}$). A análise fotoelástica mostrou que em condições sem carga, o modelo fotoelástico estava livre de estresse residual. Quando torque era aplicado aos parafusos de ouro, o estresse transferido para o modelo ósseo foi notado em quatro das cinco próteses parciais fixas e foi altamente variável em localização e intensidade. Os maiores níveis de estresse foram vistos no centro do implante que suportava uma das próteses. O estresse localizado apicalmente ao centro do implante comunicou com a superfície distal do implante mais anterior e a superfície mesial do implante mais posterior. No grupo de próteses cimentadas, uma das próteses exibiu um nível moderado de estresse localizado coronalmente e interproximalmente. Outras próteses no grupo cimentada exibiram baixos níveis de estresse também orientados coronalmente e interproximalmente. Não existiu localização apical do estresse neste grupo. De uma maneira geral, as próteses cimentadas mostraram menores níveis de estresse que as próteses parafusadas. Com base nestes resultados os autores concluíram que: 1. as fendas marginais para ambos os grupos não foram significantes antes da colocação; depois da colocação, as fendas foram significativamente menores nas próteses parafusadas; 2. existiram diferenças no estresse gerado sobre o apertamento dos parafusos e cimentação. Nas próteses parafusadas, o estresse gerado variou em intensidade e localização, em algumas situações com concentração alta de estresse apical. As próteses cimentadas produziram baixos níveis de estresse, com tendência para localização coronal da tensão gerada; 3. Um decréscimo da fenda marginal por causa do apertamento dos parafusos foi associado a altos níveis de estresse em próteses parafusadas, já o aumento das fendas marginais vistos nas próteses cimentadas foi associado com a menor geração de estresse no modelo ósseo.

HOLLWEG²⁰, 2000, avaliou a passividade de infra-estruturas simulando uma prótese total fixa implanto suportada. Para a realização do experimento, utilizou um modelo mestre onde foram fixados cinco implantes e os corpos de prova foram confeccionados sobre eles. Dois tipos de ligas foram utilizados para a confecção destes corpos de prova: prata-paládio e cobalto-cromo. Nas faces mesial e distal de cada intermediário foram fixados extensômetros para capturar a deformação gerada durante o aperto dos parafusos de fixação. Os resultados mostraram que houve tensões nos intermediários com o assentamento das próteses, e que o nível de tensões observadas não foram estatisticamente diferentes para as infra-estruturas confeccionadas com as duas ligas. O autor sugere a utilização de ligas de cobalto-cromo à confecção das infra-estruturas bem como para a realização de pesquisas clínicas.

JACQUES²⁵, 2000, realizou um experimento que tinha por objetivos avaliar, por meio de extensômetros, o estresse gerado nos componentes de prótese implanto-suportada e como estas forças se distribuíam entre seus pilares. Para realização do experimento foi confeccionado um modelo que serviu de base para a confecção das infra-estruturas as quais foram fundidas em ligas de Paládio-Prata e Cobalto-Cromo. Para mensurar a deformação sofrida pelos intermediários foram colados extensômetros em suas faces mesial e distal, capaz de captar a menor deformação sofrida por estes corpos. Depois de fundidas as infra-estruturas foram parafusadas sobre o modelo mestre e sobre elas aplicou-se uma carga estática de 100 N na extremidade livre a 10, 15, 20 mm de distância para distal do pilar terminal e mediu-se a distribuição das forças. Os resultados mostraram um padrão de distribuição de estresse para a liga de Cobalto-Cromo com grandes extensões de cantilever semelhante ao comportamento da liga de Paládio-Prata com extensão curta de cantilever. Observou-se também que o intermediário próximo do ponto de aplicação de força registrou a maior deformação independente da distância a que a força era aplicada e da liga utilizada. Estes resultados permitiram concluir que as infra-estruturas fundidas com a liga de Cobalto-Cromo permitem que os braços de cantilever sejam mais extensos.

JANSON²⁶, 2000, realizou um trabalho que visava avaliar a distribuição de estresse em infra-estruturas de prótese sobre implante confeccionada com dois tipos de liga metálica usando para isto extensômetros. Foram construídos corpos de prova que simulavam uma prótese total fixa na mandíbula com as ligas de Cobalto-Cromo e Paládio-Prata e estas foram posicionadas sobre os intermediários de um modelo mestre para serem realizados os testes. Para a realização das medidas de deformação cada infra-estrutura recebeu duas resistências elétricas (strain gauge), uma na sua parte superior e uma na sua parte inferior próximo ao pilar distal de um dos lados. Foram aplicadas a estas infra-estruturas carga estática de 100 N em sua extremidade livre a uma distância de 10, 15 e 20 mm para distal do pilar terminal. Os resultados mostraram que em cantilever extensos, as infra-estruturas fundidas em Cobalto-Cromo apresentaram deformação semelhante às infra-estruturas fundidas em Paládio-Prata com cantilever curto. Daí pode-se concluir que as infra-estruturas confeccionadas com a liga de Cobalto-Cromo permitem braços de cantilever mais extensos.

WATANABE et al.⁵⁰, 2000, realizaram um trabalho que tinha como objetivos investigar a tensão produzida ao redor dos implantes por infra-estruturas fabricadas por quatro métodos diferentes e parafusadas sobre os implantes e também investigar a tensão produzida quando a seqüência de apertamento dos parafusos era mudada. Neste trabalho um bloco de poliuretano de 30 X 30 X 40 mm foi utilizado como corpo para receber os implantes (implantes IMZ, 4 X 13mm). Sessenta infra-estruturas de próteses parciais fixas foram fabricadas em um modelo de trabalho usando quatro diferentes métodos de fundição (fundição peça única, método seccionamento e soldagem, método da soldagem e o método de assentamento passivo). Seis *strain gauges* foram colocados na superfície do bloco de poliuretano a 1 mm do corpo dos implantes e enumerados de 1 a 6 e dispostos em linha (1 a 4) e dois colados perpendicular ao implante central (5 e 6). Dois experimentos foram realizados, no experimento 1 a seqüência de apertamento foi investigada e no experimento 2 foi medida a tensão gerada pela infra-estrutura de acordo com os métodos de fabricação. Os resultados mostraram que para todos os métodos de fabricação das próteses, tensões foram geradas durante o

apertamento dos parafusos e desapareceram quando os parafusos eram desapertados. No experimento 1, com o método de assentamento passivo, a ordem de apertamento dos parafusos tinha pouco efeito na quantidade de tensão medida pelos seis medidores. As próteses parciais fixas fabricadas pelo método de soldagem mostraram diferenças nos valores de tensão apesar do uso dos mesmos medidores e ordem de apertamento dos parafusos. A magnitude de tensão diferiu entre os seis medidores de tensão. Nos métodos de fabricação (assentamento passivo ou soldagem parcial), as tensões para a ordem de parafusamento $2 \rightarrow 1 \rightarrow 3$ foram menores que outras ordens $1 \rightarrow 2 \rightarrow 3$ ou $1 \rightarrow 3 \rightarrow 2$. Para o experimento 2, diferenças na magnitude de tensão foram atribuídos para a localização dos medidores de tensão e métodos de fabricação. Diferenças significantes entre os quatro métodos de fabricação foram encontradas. O método de assentamento passivo mostrou uma tensão de $50 \mu\epsilon$, o método de soldagem $154 \mu\epsilon$, fundição em peça única $366 \mu\epsilon$ e o método de fundição única com seccionamento e nova soldagem $737 \mu\epsilon$. Além do mais, os padrões de tensão entre os seis *strain gauges* foram diferentes. Com base nos resultados pode-se concluir que: 1. independente do tipo de prótese utilizada, tensões foram geradas ao redor dos implantes quando os parafusos eram apertados e desapareciam com o seu afrouxamento; 2. a quantidade de tensão diferiu independente do método de fabricação; 3. a tensão gerada foi maior com o método de única fundição e o método de fundição com seccionamento para soldagem que para o método somente de soldagem; 4. com respeito aos dois métodos de soldagem o apertamento do parafuso central e depois dos dois terminais, a magnitude das tensões foi menor com o método de soldagem do que o método de seccionamento e soldagem; 5. a ordem de apertamento dos parafusos afetou a magnitude de tensão nos seis medidores quando próteses fabricadas pelo método da soldagem foram apertadas, mas nenhum efeito notável afetou a tensão nas próteses fabricadas pelo método de assentamento passivo; 6. com o método de assentamento passivo, não existiu diferença na magnitude da tensão medida pelos seis medidores quando a ordem de apertamento foi mudada.

DUYCK et al.⁹, 2001, realizaram um estudo que tinha por objetivos quantificar a pré-carga externa e interna e seu relacionamento com falhas

mecânicas e biológicas in vivo e investigar a influência da seqüência de torque dos parafusos durante a fixação das próteses in vitro. Cinco seqüências diferentes de apertamento foram utilizadas e os parafusos apertados com um torque de 10 Ncm. Os resultados desta investigação não mostraram influência da seqüência de torque dos parafusos na pré-carga final. Já o estudo in vivo contou com 13 pacientes que usavam próteses totais fixas suportadas por cinco ou seis implantes. Dois testes foram realizados para cada paciente. No primeiro teste somente o cilindro de ouro era apertado sobre o pilar com um torque de 10 Ncm para simular uma adaptação passiva e o segundo teste era realizado com o apertamento dos parafusos das próteses sobre os intermediários. No estudo in vivo a comparação entre a pré-carga após o apertamento das próteses e a pré-carga simulando o assentamento passivo, revelou uma diminuição na média das forças axiais e um aumento na média do momento de torção. As forças axiais induzidas após o apertamento das próteses nos pilares de suporte foram estatisticamente menores que o apertamento apenas do cilindro de ouro. O momento de torção induzido após o apertamento das próteses foi estatisticamente maior que após o apertamento dos cilindros de ouro. Baseados nestes resultados os autores puderam concluir que a seqüência de apertamento dos parafusos das próteses não é um fator determinante para a pré-carga final, o desajuste das próteses totais fixas leva para condições alteradas de pré-carga (diminuição das forças axiais e aumento no momento de torção), a distorção da prótese durante o apertamento diminui a pré-carga interna e aumenta a pré-carga externa e ressaltam ainda que a pré-carga externa resultante das desadaptações não causaram problemas clínicos relevantes no período de avaliação dos pacientes.

GENG; TAN; LIU¹², 2001, fizeram uma revisão de literatura que tinha por objetivo avaliar o estado atual da aplicação da Análise de Elemento finito (FEA) na implantodontia. Vários aspectos foram revisados. Com relação à interface implante-osso, foi analisada a transferência das tensões nesta área e esta transferência determina o sucesso ou a falha do implante. A sobrecarga pode causar a reabsorção óssea e a fadiga do implante e a subcarga pode levar a atrofia e conseqüente perda do tecido ósseo. Próteses de alta rigidez são recomendadas já que o uso de ligas com baixo módulo de elasticidade

prediz maiores estresses na interface osso-implante no lado da carga que o uso de ligas rígidas para infra-estruturas com a mesma geometria. Implantes de largo diâmetro fornecem uma distribuição mais favorável do estresse. A Análise de Elemento Finito (FEA) tem sido usada para mostrar que o estresse no osso cortical diminui em proporção inversa ao aumento do diâmetro do implante tanto para cargas laterais como verticais. O uso de implantes curtos também não tem sido recomendado porque se acredita que as forças oclusais deveriam ser dissipadas sobre uma área ampla do implante para que o osso seja preservado. Recente estudo clínico concluiu que implantes curtos são possíveis quando os tecidos peri-implantares estão em uma boa condição. Estudos clínicos têm relatado uma significativa incidência de falha dos componentes (parafuso de ouro, parafuso do abutment, cilindro de ouro, infra-estrutura e fratura dos implantes). A causa destas falhas é complexa e envolve ciclo de fadiga, fluidos orais e a variação dos padrões de mastigação e cargas. Do ponto de vista biomecânico, existem 3 classes de prótese com implantes múltiplos: 1- prótese fixa implanto-suportada, 2- overdenture implanto-suportada, 3- combinação de prótese implanto-suportada e dente natural. Estudos de Análise de Elemento Finito para estas situações protéticas são usualmente mais complexas que para um implante individual. A Análise de Elemento Finito tem sido usada extensivamente na predição da performance biomecânica dos sistemas de implantes dentais.

NISSAN et al.³⁸, 2001, realizaram um trabalho que teve como objetivo avaliar o efeito de diferentes forças e seqüência de apertamento, com diferentes operadores, no estresse gerado em uma infra-estrutura implanto-suportada fielmente assentada em múltiplos modelos de trabalho realizados com a técnica de moldagem com transferentes quadrados unidos. As deformações foram registradas em todos os modelos de gesso por meio de quatro extensômetros colados à superfície superior da infra-estrutura construída sobre o modelo mestre. Os resultados do estudo sugeriram que modificações na força e na seqüência de aperto dos parafusos de retenção protética, bem como os operadores que conduziram os apertos, não causaram alterações significantes nas deformações registradas na infra-estrutura metálica. Os resultados permitiram aos autores concluir que a força de

apertamento variável, bem como sua seqüência em gerar forças desfavoráveis, podem ser minimizadas através da técnica de moldagem, a qual garante infra-estruturas que assentam fielmente.

RUBO & SOUZA⁴², 2001, fizeram um artigo de revisão no qual descreveram os métodos computacionais para a análise de problemas encontrados nas reabilitações com próteses implanto-suportadas. Estes métodos seriam análise de fotoelasticidade, métodos de elemento finito e a extesometria. De acordo com os autores a extesometria seria a melhor opção para as avaliações experimentais. Descreveram os extensômetros como pequenas resistências elétricas que, à menor deformação sofrida, alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que as percorre. Os autores concluíram que nenhum dos três métodos tem preponderância sobre o outro e que suas potencialidade se completam.

SAHIN; ÇEHRELI⁴³, 2001, em seu artigo falaram sobre a importância do assentamento passivo das infra-estruturas em próteses implanto-suportadas. Afirmaram que durante as três últimas décadas, a importância dos aspectos biomecânicos no tratamento com implantes tem sido destacada e medidas de segurança têm sido sugeridas e aplicadas para controlar a carga biomecânica sobre os implantes dentais. Uma conexão rígida entre os implantes osseointegrados e a infra-estrutura induzem tensões em cada componente exposto à força. Um dos maiores desafios para o protésista é entregar ao paciente uma prótese aceitável que não comprometa a longevidade do tratamento. O assentamento passivo é um dos pré-requisitos mais importantes para a manutenção da interface implante-osso. Para fornecer um assentamento passivo ou infra-estrutura livre de tensão, a infra-estrutura deveria, teoricamente, induzir uma tensão absoluta zero nos componentes dos implantes e no osso circundante na ausência de aplicação de carga externa. No entanto, de acordo com a evidencia científica atual, pode-se concluir que um assentamento passivo absoluto não pode ser obtido. Complicações protéticas, como afrouxamento ou fratura do parafuso de ouro, fratura do parafuso do pilar, cilindro de ouro, infra-estrutura e cobertura cerâmica, têm sido documentadas e podem estar relacionadas com o assentamento pobre da

infra-estrutura. Quando assumimos que o desajuste é um problema real, deveríamos ter em mente duas questões: 1 – que nível de desajuste é clinicamente importante? 2 – como medi-lo clinicamente?. Outra afirmação é que o apertamento dos parafusos causa tensões no osso ao redor dos implantes e esta magnitude depende da quantidade de desajuste. Algumas estratégias podem ser utilizadas para conseguir um assentamento das infra-estruturas que diminua as tensões no osso ao redor dos implantes tais como: minimizar a influência dos materiais de moldagem e confecção do modelo de gesso, uso de ligas metálicas que apresentem baixa contração de fundição, seccionamento das infra-estruturas e soldagem posterior.

DUYCK; NAERT¹⁰, 2002, realizaram um trabalho de pesquisa que tinha por objetivo avaliar a eficiência de uma técnica de cimentação que se dizia capaz de compensar os desajustes das próteses implanto-suportadas por meio da combinação da cimentação e fixação por parafusos sobre os pilares de suporte. Para a realização do estudo foram feitas quatro infra-estruturas de próteses com três unidades cada. Foram confeccionadas uma, com pilares cônicos, uma com pilares cilíndricos e mais duas, uma com pilares cônicos e uma com pilares cilíndricos nas quais foi utilizado um sistema de cimentação. As pré-cargas foram medidas em assentamentos diferentes e em situações de desajustes, com e sem o uso de sistema de cimentação. Através de extensômetros fixados nos intermediários, a pré-carga foi medida em quatro situações diferentes: Boa adaptação de todos os intermediários, intermediário central com uma desadaptação vertical de 100 μm , intermediário central e um terminal com desadaptação de 200 μm no sentido horizontal e os dois intermediários terminais com desadaptação de 200 μm no sentido horizontal. Os resultados mostraram que as forças axiais foram menores e o momento de torção foi mais alto nos casos de desajuste em comparação com a situação de assentamento ótimo. O sistema de cimentação não diminuiu a pré-carga externa registrada. Maiores valores de momento de torção foram registrados nos pilares de suporte quando o sistema de cimentação foi utilizado. Baseados nestes resultados os autores puderam concluir que o sistema de cimentação não foi efetivo na redução da pré-carga externa nos implantes causada pela prótese desadaptada. Embora o sistema de cimentação pudesse compensar o

desajuste visualmente, ele falhou em melhorar as condições de carga nos implantes.

KUNAVISARUT et al.³⁴, 2002, realizaram um trabalho que teve por objetivos medir a distribuição de estresse em componentes de implante, próteses e osso quando os implantes eram conectados com próteses desajustadas. Para o estudo usaram análise de elemento finito 3-D. Foi investigado o efeito da fenda, presença de cantilever e a força oclusal excessiva nas próteses desajustadas. Foram construídos dois modelos padrão: 1 – simulando 2 implantes e uma prótese parcial fixa implanto-suportada de dois elementos e 2 – simulando 2 implantes e uma prótese parcial fixa implanto suportada com cantilever distal. Fendas de 111 μm de altura foram criadas entre a margem da prótese e os pilares, distribuídas uniformemente ao redor do perímetro do implante. Uma força de 100 N, simulando a mordida do paciente, foi utilizada para os dois modelos e ainda forças 50 N, 200 N e 300 N foram testadas no modelo com cantilever. Os desajustes foram testados tanto para o implante mesial como para o implante distal e as forças foram aplicadas na coroa distal a 5 mm do centro do implante e na face distal do cantilever a 16,5 mm do centro do implante. Os resultados mostraram que os estresses máximos ocorreram na distal dos componentes em ambos os modelos. No modelo 1 os mais altos estresses para as fendas estudadas ocorreram no parafuso de ouro. Quando a localização da fenda estava posicionada próximo à força aplicada o estresse aumentou em todos os componentes. Já quando a fenda estava localizada longe da força o aumento do estresse foi suave. Estes fenômenos puderam ser observados também para o modelo 2. quando a fenda estava próxima à força aplicada, o estresse sofria aumento no osso ao redor dos implantes. Nos modelos onde o cantilever estava presente, o estresse estava concentrado no conector entre o pântico e a face distal da coroa, parafuso de ouro e cabeça do parafuso do pilar. Na situação na qual a fenda estava situada no implante distal, o estresse estava localizado no conector, parafuso de ouro, cabeça do parafuso do pilar, implantes mesial e distal e osso circundante. Como vimos, a presença de cantilever aumentou o estresse em cada componente. Com o aumento da carga ocorreu um aumento linear correspondente de estresse em cada componente do sistema. Quando a carga

aplicada aumentava de 100 N para 300 N, o estresse no parafuso de ouro aumentava 293%.

O assentamento passivo das infra-estruturas implanto-suportadas tem sido sugerido como um pré-requisito para a manutenção da osseointegração e para o sucesso da reconstrução protética. Tendo isso em mente, GOOSSENS¹³, 2003, realizou um estudo em que avaliou o grau de assentamento de infra-estrutura cimentada em pilares de titânio, comparado com estruturas fundidas sobre cilindros de ouro. Para a realização do trabalho, foi utilizado um modelo mestre feito de cinco implantes montados em uma base de aço inoxidável. Seis infra-estruturas para coroas metalo-cerâmicas com dimensões padronizadas foram daí fabricadas. Um grupo se caracterizou por fundições sobre pilares UCLA de ouro, enquanto em outro grupo, estruturas foram cimentadas sobre pilares de titânio cônico. As discrepâncias verticais entre os implantes dos dois tipos de infra-estrutura foram medidas em seis locais ao redor de cada implante usando um microscópio de reflexão. Uma medição foi realizada após a estrutura ser fixada no modelo com um único parafuso (torque de 32 Ncm), colocados em várias posições e também após o apertamento de todos os parafusos de retenção simultaneamente com torque de 10 Ncm. Os resultados com o aperto de um parafuso, não mostraram diferenças significante na média do tamanho da fenda entre os dois grupos. As discrepâncias foram significativamente maiores para o aperto do parafuso em algumas posições (1 e 5), indicando que o teste do parafuso único pode ser uma forma não fiel para acessar o assentamento. Após o apertamento de todos os parafusos de retenção simultaneamente com 10 Ncm, a média das fendas foram de 11,9 µm para o grupo cimentado e 17,8 µm para o grupo fundido. Com base nos resultados o autor pode concluir que: embora nenhuma diferença estatística tenha sido encontrada, a cimentação de infra-estruturas sobre os pilares de titânio melhorou o assentamento em até 50%, comparada com as infra-estruturas fundidas sobre pilares UCLA de ouro. O apertamento do parafuso de um pilar terminal distorceu os resultados quando avaliado o assentamento de infra-estruturas de próteses metalo-cerâmicas implanto-suportadas de longa extensão. Os resultados deste estudo indicam ainda que as próteses cimentadas sobre pilares de titânio levam a um melhor grau de

assentamento, comparado com infra-estruturas fundidas sobre cilindros de ouro.

HECKER & ECKERT¹⁵, 2003, realizaram um trabalho que tinha por objetivos avaliar as mudanças que acontecem na fenda entre o implante e os componentes protéticos após o carregamento cíclico das próteses. A literatura odontológica sugere que próteses implanto-suportadas deveriam exibir um assentamento passivo para prevenir fratura do implante, quebra de componentes e afrouxamento dos parafusos. Para a realização do trabalho, 15 infra-estruturas de próteses implanto-suportadas foram fabricadas com técnica de fundição convencional comumente utilizada para a confecção de próteses. As infra-estruturas foram submetidas a cargas cíclicas sob três condições diferentes. Cinco infra-estruturas foram carregadas na porção anterior da infra-estrutura, cinco infra-estruturas foram carregadas unilateralmente na porção posterior do cantilever esquerdo e cinco foram carregadas bilateralmente na região posterior do cantilever. Uma carga cíclica de 200 N foi aplicada em cada infra-estrutura por mais de 200.000 ciclos. Foram feitas medidas lineares da fenda entre o cilindro protético e o pilar suportado pelo implante em 4 pontos de referencia pré-determinados. Estas medições foram realizadas antes da aplicação da carga cíclica, após 50.000 ciclos e após 200.000 ciclos. Os resultados mostraram uma diminuição significativa na dimensão da fenda nos pontos de referência individual e uma diminuição significativa na média das fendas quando a carga foi aplicada na porção anterior da infra-estrutura. Quando a carga foi aplicada unilateral ou bilateralmente na região posterior do cantilever, não foi observado fechamento significativo da fenda. Estes resultados permitiram as seguintes conclusões: 1 – o carregamento cíclico causou mudanças no assentamento de estruturas relacionados com os pilares suportados por implantes; 2 – O assentamento das infra-estruturas mostrou redução significativa das fendas quando as próteses foram carregadas na porção anterior; 3 – o assentamento não mostrou mudança significativa quando as infra-estruturas foram carregadas unilateral ou bilateralmente na região posterior dos cantileveres.

IPLIKÇIOGLU et al.²², 2003, realizaram um trabalho que teve por objetivo comparar a análise do estresse gerado no complexo implante-pilar através da análise de elemento finito não-linear com as medições da análise de *strain gauge* in vitro. Para a realização do estudo implantes ITI de 3,3 X 10 mm foram conectados a pilares com 6 graus de inclinação e 4 mm de altura. *Strain gauges* foram colados na superfície do pilar e no colar do implante e daí o conjunto foi envolvido por resina (polimetacrilato autopolimerizável). A seguir, o implante foi carregado pela ponta redonda de um dispositivo de carga estática a 75 N centralmente no topo do pilar; depois, 75 N de carga lateral (90 graus) foram aplicadas na superfície inclinada do pilar. O teste foi repetido 5 vezes para cada tipo de carga. Após, as médias dos dados medidos de cada *strain gauge* foi calculada. Um modelo de análise de elemento finito também foi construído com as mesmas características. Os resultados mostraram que, sobre uma carga vertical de 75 N, a quantificação da tensão com ambas as técnicas foi similar. Como consequência da carga lateral, os níveis de tensão medidos no pilar por ambas as técnicas foram similares. Sobre ambas as condições de cargas, a distribuição nos pilares foi similar. Tensões no colar do implante medidas pela análise de elemento finito foi quase o dobro das obtidas por análise de *strain gauge* in vitro. Uma torção notável do implante foi observada sob carga lateral. Diferenças foram observadas entre as duas técnicas. A quantificação de tensão na resina e sua distribuição foram significativamente afetadas pelo modo da carga. Baseados em seus resultados os autores concluíram que: 1. tanto a análise com *strain gauge* e análise de elemento finito foram comparáveis quando medindo as tensões no pilar e no colar do implante; 2. com as duas técnicas, a quantificação das tensões foi concordante para a carga vertical no complexo pilar-implante. No entanto, maiores tensões foram medidas no colar do implante pela análise de elemento finito em comparação com a análise de *strain gauge* in vitro sobre cargas laterais; 3. mais pesquisas são necessárias para investigar limites aceitáveis entre a quantificação de tensões no osso, já que diferenças na magnitude de tensões foram encontradas entre a análise *strain gauge* in vitro e a análise de elemento finito.

MENDES³⁶, 2003, realizou um estudo que tinha como objetivo avaliar a adaptação passiva, de infra-estrutura fundida em monobloco e após os procedimentos de secção e soldagem empregando ligas de Cobalto-Cromo e Paládio-Prata. Os corpos de prova foram divididos em dois grupos constituídos por cinco infra-estruturas cada um. Dois extensômetros foram colados nas faces mesial e distal dos intermediários. Na primeira fase dos testes as infra-estruturas em monobloco foram fixadas no modelo mestre e os testes realizados. Para facilitar os procedimentos de leitura as réplicas dos implantes foram numeradas de 1 a 5, no sentido horário, e os parafusos apertados em uma seqüência padronizada descrita na literatura (2, 4, 3, 1, 5). Os parafusos foram apertados até encontrar resistência e ser observada uma adaptação clinicamente aceitável da infra-estrutura. Em seguida, foi utilizado um dispositivo controlador de torque para fazer o aperto final com 10 Ncm. Após o armazenamento dos dados da primeira fase, as infra-estruturas foram seccionadas em cinco segmentos e unidas com resina acrílica para a realização dos procedimentos de soldagem. Após a soldagem, as infra-estruturas dos dois grupos foram posicionadas no modelo mestre e testadas seguindo os mesmos passos realizados na primeira fase. Na primeira fase, os resultados mostraram que para a liga de Cobalto-Cromo, os valores das tensões provocadas pelo aperto dos parafusos das infra-estruturas variaram de 93,4958 $\mu\epsilon$ a -142,709 $\mu\epsilon$ e para as infra-estruturas com liga de Paládio-Prata, variaram de 114,085 $\mu\epsilon$ até 54,953 $\mu\epsilon$. Na segunda fase do experimento, na qual as infra-estruturas foram seccionadas e soldadas antes dos testes, os valores para a liga de Cobalto-Cromo variaram de 24,1754 $\mu\epsilon$ até - 320,852 $\mu\epsilon$ e para a liga de Paládio-Prata variaram de 19,1794 $\mu\epsilon$ até - 193,127 $\mu\epsilon$. Os resultados permitiram à autora concluir que, considerando a deformação provocada nos intermediários, nenhuma infra-estrutura apresentou-se completamente passiva, as infra-estruturas de Paládio-Prata geram mais deformação por compressão que as de Cobalto-Cromo e o procedimento de soldagem ocasionou uma melhor deformação por compressão nos intermediários, embora de forma irregular.

Procurando avaliar o assentamento das infra-estruturas sobre implantes, TAKARASHI; GUNNE⁴⁷, 2003, realizaram um estudo onde

compararam a precisão de assentamento entre os pilares dos implantes e o cilindro de infra-estruturas fabricadas pelo sistema Procera® e as fabricadas através de fundição com liga de ouro. Foram confeccionadas 19 infra-estruturas de duas formas diferentes: 14 infra-estruturas foram feitas através do sistema Procera® (chamadas de tipo 1) e 5 foram fundidas com liga de ouro (chamado tipo 2). A desadaptação das infra-estruturas foi avaliada pelo uso de uma silicona leve que foi aplicada ao redor dos pilares do modelo mestre e a infra-estrutura levada em posição com pressão do dedo aplicada sobre sua superfície oclusal. Após a presa do material de moldagem, a infra-estrutura e o material de moldagem eram removidos do cilindro mestre resultando em um fino filme de silicona que representava a discrepância entre o cilindro, a infra-estrutura e o pilar do implante. As réplicas do material de moldagem foram divididas em 4 peças e foram medidas em microscópio com aumento de 30X. Os resultados mostraram que, para as infra-estruturas do tipo 1, o valor médio de desadaptação foi de 28,1 µm do lado bucal, 25,6 µm do lado lingual, 26,6 µm do lado direito e 27,4 µm do lado esquerdo. A média total de desadaptação foi de 26,9µm. Já para as infra-estruturas do tipo 2, o valor médio foi de 42,0 µm do lado bucal, 51,6 µm do lado lingual, 49,2 µm do lado direito e 44,4 µm do lado esquerdo. A média total de desadaptação foi de 46,8 µm. A partir destes resultados, os autores puderam concluir que o assentamento infra-estrutura do tipo 1 foi estatisticamente melhor que as do tipo 2. A desadaptação das infra-estruturas do tipo 1 nos 4 pontos de medida foram menores que 30 µm. Sendo assim, as infra-estruturas fabricadas pelo sistema Procera® foram significativamente melhores que as infra-estruturas fundidas com liga de ouro.

EISENMANN et al.¹¹, 2004, realizaram um estudo onde se propuseram a determinar se o assentamento passivo de infra-estruturas de restaurações implanto-retidas somente fundidas poderia ser melhorado pelo tratamento de eletro-erosão. Um modelo inicial foi produzido em material resinoso transparente. Cinco implantes do sistema Branemark foram arranjados na região inter-foraminal, os pilares foram colocados sobre eles e apertados com um torque de 20 Ncm. A impressão foi feita usando uma técnica de moldagem padrão, descrita por Branemark. Um modelo mestre adequado para eletro-erosão foi produzido pós-fabricação da infra-estrutura. A partir deste

modelo mestre, 12 infra-estruturas foram produzidas por fundição convencional. Seis infra-estruturas foram feitas com uma liga de ouro (Stabilor G) e outras 6 foram feitas em titânio puro (Biotan). Para medir a fidelidade do assentamento das infra-estruturas antes e após o tratamento com eletro-erosão foram usados dois diferentes métodos de medição – microscópio eletrônico de escaneamento e análise fotoelástica do estresse. Usando o microscópio eletrônico de escaneamento, os resultados antes do tratamento com eletro-erosão mostraram que a largura das fendas nas infra-estruturas de titânio variou entre 17,7 μm até 49,6 μm , enquanto que para as infra-estruturas de ouro variaram entre 9,9 μm até 19,3 μm . Após o tratamento de erosão, as fendas variaram para as infra-estruturas de titânio entre 4,3 μm até 10,3 μm e para as infra-estruturas de ouro foi de 5,2 μm até 7,4 μm . Usando a análise fotoelástica do estresse os resultados mostraram maior estresse na infra-estrutura de titânio (6,38 N/mm^2) e menores nas infra-estruturas de ouro (2,42 N/mm^2) antes do tratamento de eletro-erosão. Após o tratamento de eletro-erosão, uma redução do estresse induzido foi observada nos dois tipos de infra-estruturas. Baseados nestes resultados, os autores puderam concluir que as infra-estruturas tratadas com o sistema de eletro-erosão exibiram largura das fendas consideradas aceitáveis. A técnica de eletro-erosão pode resultar em um visível aumento na precisão das infra-estruturas, garantindo um assentamento passivo. O sistema de eletro-erosão permite o refinamento do metal independente de suas propriedades físicas. Isto permite a correção de erros no assentamento das infra-estruturas mesmo após a aplicação do material cerâmico.

HECKMANN et al.¹⁶, 2004, realizaram um trabalho no qual quantificaram as tensões geradas pelas próteses parciais sobre implantes parafusadas e cimentadas e se tanto as técnicas de moldagem e forma de fabricação destas próteses influenciavam nestas tensões. O modelo experimental se baseou em um paciente, o qual apresentava dois implantes na maxila direita. Este paciente foi moldado e a posição dos implantes foi transferida para um bloco de resina epóxi, que serviu como base do modelo de medida. Para simular os procedimentos clínicos de fabricação das pontes, foram feitas moldagens do modelo de medida e modelos mestres foram feitos

para cada ponte. Foram utilizadas a técnica de arrasto e reposicionamento dos componentes de moldagem com moldeira individual e poliéster como material de impressão. Seis grupos com 10 amostras foram divididos de acordo com a técnica de moldagem, tipo de fixação da prótese e método de fabricação. Os resultados mostraram desenvolvimento de tensões para os seis diferentes grupos de pontes. Com relação à técnica de moldagem, as próteses cimentadas fabricadas diretamente no modelo experimental foram estatisticamente diferentes de todas as outras, exceto com relação às próteses cimentadas feitas em modelos onde foi utilizada a técnica de moldagem onde os componentes foram reposicionados. Quando se comparou pontes cimentadas, fabricadas em modelos moldados com a técnica de reposicionamento e com a moldagem de arrasto, nenhuma diferença foi observado. As próteses parafusadas utilizando cilindros plásticos calcináveis e cilindros de ouro pré-fabricados não mostraram diferenças estatísticas. Quando se compararam próteses cimentadas fabricadas em modelos mestres obtidos a partir de diferentes técnicas de impressão com as amostras parafusadas fabricadas de forma convencional, somente as próteses cimentadas moldadas pela técnica de reposicionamento mostraram tensões significativamente menores que as próteses parafusadas usando cilindros calcináveis. As próteses parafusadas aderidas aos cilindros de ouro apresentaram níveis de tensão menores que todos os outros grupos de próteses exceto as parafusadas fundidas aos cilindros de ouro. Os resultados desta investigação indicam que em torno de 50% das imperfeições medidas neste modelo experimental podem ser atribuídas aos procedimentos de moldagem e os outros 50% são previstos para os procedimentos de fabricação no laboratório de prótese. As próteses utilizando cilindros calcináveis não revelaram desenvolvimento de tensão significativamente alto quando comparadas com as que usam cilindros de ouro. Os resultados indicaram ainda que tanto as próteses parafusadas como as cimentadas alcançaram o mesmo grau de fidelidade quando o mesmo método de fabricação foi utilizado. Portanto, a magnitude das tensões desenvolvidas depende somente da fidelidade alcançada nos processos de fabricação passando pela técnica de moldagem, fidelidade do modelo mestre, tolerância dos componentes, tolerância de fundição e estratégias do técnico dental.

KARL et al.³⁰, 2004, realizaram um estudo in vitro que tinha por objetivo quantificar as tensões geradas por próteses parciais fixas de 5 elementos parafusadas e cimentadas e possivelmente elucidar a importância em determinar o efeito da carga estática na osseointegração. Adicionalmente pretendiam investigar métodos convencionais de fixação das próteses parciais fixas e um método inovador de colar a estruturas fundidas da prótese sobre cilindros de ouro pré-fabricados. Um paciente de 69 anos com três implantes na maxila, foi pego como voluntário para simular uma situação clínica real. A posição dos implantes foi transferida com o máximo de precisão para um bloco de resina epóxi com propriedades mecânicas similar ao do osso trabecular. Quatro grupos de próteses parciais fixas foram testados. O modelo de medição foi equipado com 6 *strain gauges* no lado mesial e distal de cada implante. 2 *strain gauges* foram colocados ainda na face oclusal dos pânticos. Nas próteses cimentadas, no início do procedimento de cimentação foi aplicada uma força de 200 N sobre os pânticos e após 30 segundos a força foi reduzida para 100 N por três minutos. A força foi removida e o cimento endureceu por dois minutos. Os valores finais de tensão foram gravados após seis minutos. Para as próteses parafusadas foi utilizado um dispositivo elétrico controlador de torque e os parafusos foram apertados com 20 Ncm começando o aperto pelo parafuso do implante central. As tensões foram medidas após seis minutos. Os resultados mostraram que, quando as próteses cimentadas eram comparadas com as parafusadas fabricadas de forma convencional, nenhuma diferença estatística significativa foi observada. Não existiu também diferença estatisticamente significativa entre próteses fabricadas usando coping plásticos calcináveis e aqueles fabricados pela fundição em cilindros de ouro. Próteses parafusadas coladas aos cilindros de ouro no modelo de medição mostraram menores níveis de tensão que qualquer outro grupo. Os autores concluíram que tanto as próteses cimentadas como as parafusadas e aquelas que tiveram as estruturas coladas separadamente nos componentes pré-fabricados mostraram tensões mensuráveis. Falhas existiram na interface infra-estrutura / pilar e nenhum assentamento passivo genuíno foi conseguido. Cargas estáticas como resultado da imprecisão de assentamento da infra-estrutura podem não levar imediatamente à perda do implante ou falha da infra-estrutura. Deveria ser assumido que restaurações passivamente assentadas reduzem o

risco de falhas biológicas e mecânicas. Infra-estruturas coladas, no mínimo compensam as imperfeições dos procedimentos laboratoriais e de moldagem, o que torna a infra-estrutura mais próxima de um assentamento passivo. Apesar de mostrar resultados bem promissores, relatos da estabilidade da camada adesiva em longo prazo deveriam ser aguardados antes de recomendar o uso generalizado da técnica. Com este estudo, foi mostrado que os métodos de avaliação clínica do assentamento não são capazes de detectar imperfeições ocultas em restaurações com implantes. Usando a técnica do *strain gauge*, seria possível introduzir um teste de precisão objetivo para as próteses parciais fixas, dando ao clínico a ferramenta necessária para medir e daí evitar o desajuste destas próteses sobre implante.

HELLDÉN; ERICSON; OLSSON¹⁸, 2005, descreveram em seu artigo um conceito novo e de custo-benefício compensador constituído de procedimentos clínicos e laboratoriais simplificados para a fabricação racional de infra-estruturas de titânio sem pilares com assentamento passivo sobre os implantes. Outras ligas, tal como as ligas preciosas e cobalto-cromo, também podem ser usadas. A precisão de assentamento entre os implantes e a infra-estrutura é obtida pelo método de precisão Cresco Ti. Este método é uma tecnologia fácil de se usar e pode ser adaptada à maioria dos sistemas de implantes encontrados no mercado. O método não inclui qualquer pilar, mesmo quando os implantes são posicionados em angulações desfavoráveis ou inclinados em direção bucal e palatina. Associado a um sistema simples de entrega, o conceito representa um eficiente tratamento alternativo.

KARL et al.³², 2005, realizaram um trabalho que tinha por objetivo quantificar as tensões geradas por cinco tipos diferentes de prótese parcial fixa de cinco elementos in vitro. Foi investigado também se a técnica de moldagem, método de fabricação, tipo de retenção e influência da cobertura cerâmica tinham influência sobre o desenvolvimento de tensões. O experimento simulou uma situação clínica no qual três implantes foram colocados na maxila. Os implantes foram arranjados em um bloco de resina epóxi com propriedades mecânicas semelhantes ao do osso trabecular. Strain gauges foram colocados adjacentes aos implantes na face mesial e distal. As próteses confeccionadas

foram avaliadas duas vezes, antes e depois da cobertura cerâmica. Seguindo a situação clínica, as moldagens foram feitas a partir do modelo de medição usando a técnica de arrasto e reposicionamento. Os modelos foram vazados e um molde de cera padronizado serviu como base para o enceramento. Os moldes foram fundidos em liga metálica preciosa para aplicação de cerâmica. Os tipos mais comuns de prótese parcial fixa foram usados (cimentadas, parafuso-retido usando cilindro calcinável, parafuso-retido sobre fundida sobre cilindro de ouro e parafuso-retido cimentada sobre o cilindro de ouro). Todas as infra-estruturas foram avaliadas por dois clínicos experientes através de método visual e tátil para garantir que o assentamento era aceitável. Tanto para as próteses cimentadas quanto para as próteses parafusadas seguiu-se um protocolo para a fixação e a tensão final foi medida após 6 minutos. Os resultados mostraram que, quando se compararam às próteses cimentadas com as parafusadas, somente uma diferença significativa foi observada entre o grupo das próteses cimentadas moldadas pela técnica de reposicionamento após a aplicação cerâmica e o grupo das próteses parafusadas sobre fundidas ao cilindro de ouro moldadas pela técnica de arrasto após a aplicação de cerâmica. As próteses fabricadas usando cilindro calcinável e sobre fundidas ao cilindro de ouro tanto antes como depois da aplicação da cerâmica não apresentaram diferenças estatísticas com relação ao desenvolvimento de tensões. As próteses parafusadas cimentadas sobre os cilindros de ouro mostraram os menores níveis de tensão quando comparadas aos outros tipos de próteses. Quando se avaliaram somente as infra-estruturas metálicas todos os tipos revelaram diferenças entre si e após a cobertura cerâmica, somente uma diferença pode ser observada (prótese parafusada cimentadas sobre os cilindros de ouro e as parafusadas sobre fundidas ao cilindro de ouro). A influência da cobertura cerâmica revelou que não existiram diferenças para as próteses cimentadas. Já para as próteses parafusadas fabricadas com cilindro calcinável e sobre fundida, houve um aumento significativo das tensões após a aplicação de cerâmica. Para as próteses cimentadas sobre os cilindros, uma diminuição significativa das tensões foi encontrada após a aplicação da camada cerâmica. Os autores concluíram que, independente do tipo de retenção das próteses, existiu a formação de tensões mensuráveis e que a cobertura cerâmica é um fator contribuinte para o desenvolvimento de tensões sendo, no

entanto, considerado um possível fator nocivo para a osseointegração e também para a estabilidade em longo prazo das próteses cerâmicas implanto-suportadas.

KARL et al.³³, 2005, realizaram um trabalho que visava quantificar a deformação gerada por diferentes tipos de prótese parcial fixa implanto-suportada in vitro. Além disso, foi investigada a influência da técnica de moldagem, método de fabricação, tipo de retenção e cobertura cerâmica sobre o desenvolvimento de deformação. Para simular a condição clínica um arranjo real com dois implantes ITI na maxila foi escolhido. Sua posição foi copiada e transferida para um bloco de resina epóxi que simulava as propriedades mecânicas do osso trabecular. Extensômetros (strain gauge) foram posicionados no material do modelo nas faces mesial e distal adjacente aos implantes, e as deformações foram gravadas. Os cinco grupos de próteses parciais fixas eram analisadas duas vezes, antes e após a aplicação da cobertura cerâmica. Os modelos mestres foram confeccionados moldando-se o modelo de medida pela técnica de arrasto e pela técnica do reposicionamento. O mesmo protocolo era seguido para a confecção de todas as infra-estruturas. Após a primeira série de mensurações, as infra-estruturas metálicas foram removidas, jateadas e a camada cerâmica era aplicada. Um molde foi feito para que a camada cerâmica fosse padronizada. Comparando-se a influência da técnica de moldagem, os resultados mostraram que as próteses cimentadas feitas pela técnica do reposicionamento e pela técnica de arrasto, não apresentaram nenhuma diferença estatisticamente significativa. Quando próteses cimentadas foram comparadas com parafusadas fabricadas com procedimentos convencionais, as próteses cimentadas mostraram desenvolvimento de deformações menores nos três casos. Próteses parafusadas usando coping calcináveis e cilindros de ouro usinados não mostraram diferenças estatísticas em termos de desenvolvimento de deformações tanto para a infra-estrutura metálica como para a cobertura cerâmica. Já as próteses parciais fixas que foram aderidas aos cilindros de ouro, mostraram níveis de deformação menores quando comparadas com os grupos metal e cobertura cerâmica. Próteses fundidas usando cilindros pré-fabricados não revelaram diferenças estatísticas quando comparadas com as

infra-estruturas coladas aos cilindros de ouro, similarmente após a cobertura cerâmica as próteses parafusadas aderidas ao cilindro protético não mostraram diferenças estatísticas quando comparadas com as próteses cimentadas que foram moldadas com a técnica de arrasto. A influência da cobertura cerâmica não revelou diferenças estatísticas entre as próteses cimentadas moldadas pela técnica de arrasto e para as próteses parafusadas onde foram utilizados os cilindros plásticos calcináveis. Houve um aumento significativo no desenvolvimento de deformação após a aplicação da cerâmica em dois tipos de próteses: cimentada utilizando a técnica de moldagem da reposição e entre as próteses parafusadas fundidas sobre os cilindros de ouro. Para as próteses aderidas ao cilindro de ouro houve uma diminuição do desenvolvimento de deformação após a aplicação da cerâmica. Os achados deste trabalho revelaram que todos os tipos de próteses parciais fixas implanto-suportadas desenvolvem uma certa quantidade de deformação.

VASCONCELOS⁴⁸, 2005, realizou um estudo in vitro que teve como objetivo investigar o efeito dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica no assentamento das infra-estruturas metálicas de próteses implanto-suportada. Além disso, analisou a influência do pré-condicionamento térmico no controle das alterações dimensionais do metal em altas temperaturas. Em um bloco experimental de poliuretano foram posicionados quatro implantes cilíndricos simulando a reabilitação de uma mandíbula desdentada. Dez infra-estruturas metálicas foram confeccionadas utilizando-se liga nobre e cilindros usinados. As infra-estruturas foram confeccionadas de duas maneiras: Grupo controle (n = 5) fundição em segmentos e soldagem a laser e Grupo teste (n = 5) fundição em segmentos, pré-condicionamento térmico e soldagem a laser. Após a soldagem todos os corpos de prova foram submetidos a ciclos térmicos simulando os passos de aplicação da cerâmica. Extensômetros fixados ao redor dos implantes registraram a micro-deformação provocada pela ausência de passividade após a soldagem a laser, após a oxidação do metal e após os ciclos térmicos simulando a aplicação da cerâmica. Os resultados mostraram que todas as infra-estruturas geraram micro-deformação ao serem fixadas com seus parafusos. Os ciclos térmicos em altas temperaturas, empregados para aplicação da cerâmica determinam alterações dimensionais significantes nas

infra-estruturas metálicas levando a um aumento na micro-deformação peri-implantar. Estas alterações ocorreram principalmente durante os ciclos realizados após a oxidação da liga. O pré-condicionamento térmico das infra-estruturas metálicas controlou a alteração do metal em altas temperaturas.

HERCKMANN et al.¹⁷, 2006, realizaram um experimento para quantificar a deformação gerada por próteses parciais fixas de três elementos cimentadas e parafusadas por meio de extensômetros in vitro e in vivo. Uma análise de elemento finito (FEA) foi conduzida para avaliar a magnitude das cargas sobre o osso causadas pela fixação das infra-estruturas. Parte do estudo já havia sido realizada e publicada previamente e como este estudo representava uma situação real, as próteses testadas foram levadas na boca do paciente para medir as deformações in vivo. Para os testes in vivo foram utilizados os mesmos aparatos utilizados nos testes in vitro. Seguiu-se o mesmo protocolo de cimentação para as próteses implanto-suportadas cimentadas e a forma de aperto dos parafusos para as próteses implanto-suportadas parafusadas. Para a definição da Análise de Elemento Finito o osso foi considerado como um material isotrópico, o implante e as infra-estruturas como corpos elásticos. Os resultados mostraram grande variação dos valores de deformação final entre os seis grupos de próteses parciais fixas. Estes valores variaram de 15 a 170 $\mu\text{m}/\text{m}$ in vivo. Nos resultados do Elemento Finito a força vertical e o momento de força são resultados da simulação dos valores dos extensômetros in vivo no modelo de calibração de força. Estes valores também mostraram grande variação. Os valores calculados para a aplicação da força vertical variaram de 9 a 100 N e os valores para o momento de força variaram de 0,1 a 1,2 Nm. As imagens da Análise de Elemento Finito equivalentes aos valores de estresse provocado pela fixação (cimentada ou parafusada) dos três tipos de prótese parcial fixa mostraram que os estresse mais altos ocorreram no grupo de próteses parciais fixas parafusadas fabricadas com cilindro de plástico calcinável em torno de 30 MPa para o osso cortical e em torno 5 MPa para a porção superior do osso trabecular. Valores menores de estresse foram encontrados no grupo no qual as infra-estruturas das próteses eram coladas aos cilindros de ouro. Próteses parciais fixas cimentadas fabricadas no modelo mestre pela técnica de moldagem por

reposicionamento mostraram valores de estresse em torno de 6 MPa para o osso cortical e em torno 2 MPa para a parte superior do osso trabecular. Quando se aplicou uma carga vertical de 200 N vimos que o estresse foi em torno de 20 MPa para o osso cortical e na área apical foi em torno de 5 MPa. Estes resultados levaram os autores a concluir que a precisão de assentamento pode ser alcançada com procedimentos corriqueiros clínicos e laboratoriais. A questão do assentamento passivo deveria ser reavaliada já que o bom desempenho em longo prazo das próteses parciais fixas implanto-suportadas e a Análise de Elemento Finito realizada indicam que certo nível de desajuste parece ser tolerado pelo osso. Para uma avaliação geral do sucesso em longo prazo dos implantes, não somente as cargas estáticas, mas também as condições de cargas dinâmicas bem como características microbianas e individuais de cada paciente deveriam ser levadas em conta.

KARL et al.³¹, 2006, realizaram um trabalho que teve por objetivo determinar a situação do estresse de uma prótese parcial fixa implanto-suportada in vivo usando a técnica do strain gauge. Dados foram obtidos para comparar diferentes tipos de restaurações e a técnica do strain gauge serviria como teste objetivo de precisão para próteses parciais fixas implanto-suportadas. Para a realização do trabalho, um paciente com três implantes na maxila foi voluntário do estudo. O paciente foi moldado e a posição dos implantes foi transferida para um bloco de resina epóxi. Molderia individuais foram confeccionadas com resina, as impressões foram realizadas e modelos mestres foram confeccionados para cada ponte. Para este paciente foram fabricados quatro tipos de próteses parciais fixa e avaliadas in vivo. O grupo 1 era composto por próteses cimentadas, moldadas pela técnica de reposicionamento e fundidas com coping calcináveis, o grupo 2 próteses parafusadas moldadas pela técnica de arrasto usando coping calcináveis, grupo 3 próteses parafusadas moldada pela técnica de arrasto sobre fundidas a cilindros de ouro e grupo 4 próteses parafusadas moldada pela técnica de arrasto coladas aos cilindros de ouro. Os dados foram obtidos durante os procedimentos de cimentação e aperto dos parafusos. As médias dos valores de tensão para cada strain gauge (SG) foram: grupo 1 SG mesial 32 $\mu\text{m/m}$ e SG distal 89 $\mu\text{m/m}$, grupo 2 SG mesial 302 $\mu\text{m/m}$ e SG distal 197 $\mu\text{m/m}$, grupo

3 SG mesial 458 $\mu\text{m}/\text{m}$ e SG distal 268 $\mu\text{m}/\text{m}$, grupo 4 SG mesial 269 $\mu\text{m}/\text{m}$ e SG distal 52 $\mu\text{m}/\text{m}$. Existiram evidências que não somente as próteses cimentadas e parafusadas, mas também, as próteses coladas aos cilindros de ouro pré-fabricados mostraram tensões mensuráveis. Pode-se concluir que existiram falhas na precisão das infra-estruturas e o assentamento passivo verdadeiro não pode ser alcançado. As infra-estruturas coladas aos cilindros protéticos compensam um mínimo de imprecisão resultante da moldagem e procedimentos laboratoriais e isto se aproxima de uma restauração passivamente assentada.

LONGONE et al.³⁵, 2006, apresentaram em seu artigo, um novo protocolo para a realização do assentamento passivo e definitivo para overdenture barra-suportada. A metodologia inclui a redução de tensões causadas pelo desajuste usando uma técnica de cimentação intra-oral seguida por soldagem a laser. No trabalho foram utilizados 7 pacientes no qual quatro implantes (Defcon®, Impladent – Barcelona, Espanha) foram inseridos na região entre os forâmens mentonianos na mandíbula e mesial ao seio maxilar na maxila. Os pacientes foram moldados pela técnica de arrasto e modelos mestres foram vazados. O técnico dental escolheu a altura dos pilares (ProUnic®, Impladent) que eram específicos para o sistema de implantes utilizados. A metodologia de confecção seguiu três passos: 1 – confecção da infra-estrutura; 2 – cimentação intra-oral da barra; 3 – realização da infra-estrutura secundária e entrega da overdenture. Na confecção da infra-estrutura um passo importante está no fato de que capas de titânio são posicionadas sobre os pilares e fresadas em uma angulação de 6°, exceto um, que recebe um pilar calcinável que vai ser encerado junto com a infra-estrutura e fundido. Nesta fase também são posicionados os componentes fêmea dos attachment bola. Esta infra-estrutura é então provada para checar a passividade através do aperto do único pilar parafusado e avaliação dos espaços relacionados aos outros pilares. A união da infra-estrutura com as capas de titânio fresadas são feitas com um agente cimentante resinoso. Esta então é removida para a realização da solda a laser entre as capas de titânio e a infra-estrutura. Na terceira etapa inicia-se a confecção da estrutura secundária fundida, a qual recebe o teflon do attachment bola. Em 12 barras realizadas com este

protocolo nenhum afrouxamento e quebra ocorreu na conexão parafusada e também a parte cimentada da barra sobre os copings de titânio não se soltou durante um período de acompanhamento de 18 a 24 meses. Até então, nenhum implante falhou e a taxa de sobrevivência é de 100%.

DI FELICE et al.⁸, 2007, realizaram um trabalho no qual testaram a retenção e o modo de falha de coroas unitárias fabricadas por galvanismo, que recebiam sobre elas uma infra-estrutura secundária cimentada contra a retenção de coroas unitárias com infra-estruturas fundidas convencionalmente sobre intermediários ITI. Inicialmente copings metálicos foram confeccionados sobre intermediários ITI pela deposição metálica de íons e posteriormente era confeccionada uma infra-estrutura metálica que foi cimentada com cimento resinoso a estes copings metálicos. As coroas fundidas pelo método convencional foram cimentadas diretamente sobre os intermediários. Os dois grupos foram levados a uma máquina de ensaios universal que testou a resistência à tração destas coroas. Os resultados mostraram que o grupo teste apresentou valores de retenção maiores que para o grupo controle. As separações não ocorreram entre o coping metálico e a infra-estrutura secundária. Os resultados mostraram que esta solução protética é superior em performance retentiva que as infra-estruturas fundidas convencionalmente. Uma vantagem clínica deste método é fornecer um assentamento totalmente passivo das infra-estruturas metálicas.

PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Visto que a passividade entre componentes de prótese sobre implantes deve resultar numa condição em que os cilindros e intermediários se encontram em compressão resultante do aperto dos parafusos, é de se esperar que essa compressão se dê uniformemente em todo o diâmetro dos componentes num nível possível de ser mensurado. Para tanto, seria necessário estabelecer qual o nível de compressão ideal em intermediários isolados, ou seja, determinar o nível de compressão que deveria ocorrer na adaptação passiva e então comparar este resultado com os resultados obtidos com infra-estruturas de prótese sobre implantes. Desta forma se poderia avaliar a passividade dessas infra-estruturas.

Assim, a proposta deste trabalho é avaliar a deformação, com auxílio de extensômetros, do intermediário de prótese sobre implante mediante o aperto do seu parafuso com uma força de 20 Ncm e do parafuso do cilindro protético fundido em liga de cobalto-cromo e usinado em liga de ouro com uma força de 10 Ncm.

MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Obtenção do modelo mestre

Foi confeccionado um modelo mestre de forma circular confeccionado com aço comum (Aço 1010/20).

Esse modelo, utilizado nas pesquisas de HOLLWEG²⁰, 2000 e MENDES³⁶, 2003, possuía cinco implantes com 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento na sua porção superior, dispostos em curva, a uma distância de 7 mm de seus centros.

Para evitar qualquer tipo de deslocamento cada implante foi fixado por meio de um parafuso tipo “Allen”, sem cabeça (modelo M3 X 10 mm), através de perfurações que transfixavam o modelo mestre no sentido horizontal simulando a osseointegração.

4.2 Colagem e conexão dos extensômetros

Foi utilizada acetona para limpar a superfície externa de cinco intermediários convencionais de 4 mm de altura (Intermediários convencionais 4mm de altura - Código 13 –CNB- Conexão Sistemas de Prótese Ltda. – São Paulo, Brasil) para remover qualquer tipo resíduo que pudesse interferir na fixação dos extensômetros (figura 1). Dois extensômetros lineares elétricos (KFG –02-120-C1-11, Strain Gauges – Kyoma Eletronic Instruments Co. Ltd., Tóquio, Japão) foram afixados com uma cola de cianoacrilato (Strain Gauges Cement CC – 33 A – Kyoma Eletronic Instruments Co., Ltd., Tóquio, Japão), um nas faces laterais de todos os intermediários (figura 2), e mantidos em posição até a secagem da cola.

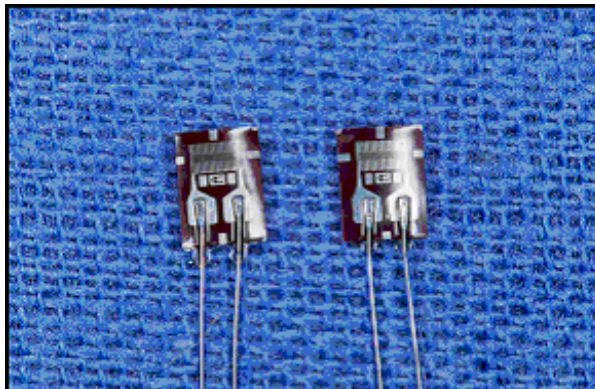


Figura 1 - Extensômetros

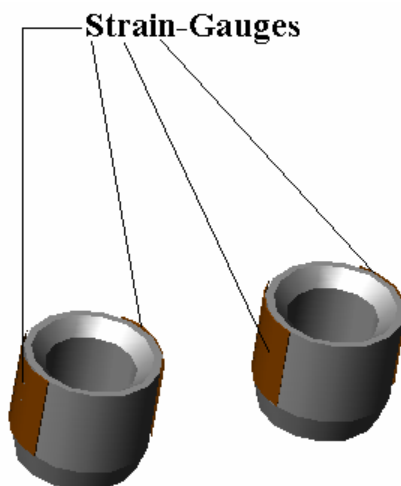


Figura 2 - Posição de colagem dos extensômetros nos intermediários

Cada extensômetro foi conectado a um canal de uma placa de aquisição de dados (SC-2042-SG, National Instruments Corp. Austin, Texas, USA), instalada em um microcomputador. Através desta placa, os dados obtidos puderam ser visualizados com a utilização do programa LabVIEW FDS (CD-ROM), versão 5.1 para Windows (National Instruments Corp. Austin, Texas, USA).

4.3 Fixação dos intermediários e cilindros

Após receberem os extensômetros, os intermediários foram colocados em posição no modelo mestre e os parafusos foram apertados para obtenção dos dados de deformação para cada intermediário individualmente (parafusos de titânio hexagonais – código 108 – CNB – Conexão Sistemas de Prótese Ltda. – São Paulo, Brasil). Cada parafuso do intermediário foi apertado com um torque de 20Ncm através de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller™, Gotemburgo, Suécia). A leitura da deformação desenvolvida em cada extensômetro foi iniciada assim que o torquímetro foi acionado no apertamento dos parafusos do intermediário. Este procedimento foi repetido por cinco vezes para maior fidelidade dos dados.

Após a realização das medidas de deformação dos intermediários, uma nova análise foi realizada para obtenção das medidas de deformação dos intermediários com relação à fixação dos cilindros. Para esta avaliação foram utilizados cilindros pré-fabricados de Paládio-Prata (Conexão Sistemas de Prótese Ltda. – São Paulo, Brasil) e cilindros calcináveis (Conexão Sistemas de Prótese Ltda. – São Paulo, Brasil) que foram fundidos pela técnica convencional usando liga de Cobalto-Cromo. Foi utilizado um torque de 10 Ncm através de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller™, Gotemburgo, Suécia) para realizar o aperto dos seus parafusos (parafusos de titânio com fenda – código 108 – CNB – Conexão Sistemas de Prótese Ltda. – São Paulo, Brasil), sendo que esta mensuração também foi feita individualmente para cada cilindro e repetida por cinco vezes.

Através do programa LabVIEW FDS (CD-ROM), os dados foram visualizados individualmente tanto para o aperto dos parafusos do intermediário quanto para o aperto dos parafusos dos cilindros através do monitor do computador e armazenados, obtendo-se um dado numérico de deformação a cada $\frac{1}{4}$ de segundo, durante o tempo necessário para ocorrer à estabilização da deformação em todos os canais individualmente.

4.4 Captura de dados

O extensômetro ou “Strain Gauge” é um dispositivo elétrico capaz de medir a tensão sofrida por um objeto. A tensão (ε) representa a quantidade de deformação de um corpo quando submetido a uma determinada força, que pode ser de tração (valores com sinais positivos) ou de compressão (valores com sinal negativo).

Quando um material é tensionado, a força nele aplicada é proporcional à deformação causada, sofrendo um alongamento de deformação absoluta (ΔL). A proporção entre a variação do comprimento (ΔL) de um corpo e seu tamanho inicial (L) corresponde à deformação específica, expressa pela fórmula:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \text{ (mm)}$$

Como as unidades de medida ΔL e L são as mesmas, pode-se entender que a deformação específica é uma medida adimensional, isto é, não representa uma unidade. Indica apenas que o número por ele representado refere-se a um valor de deformação específica, ou a uma porcentagem de deformação. A medida de deformação que será obtida através dos extensômetros é representada por “micro strain” ($\mu\varepsilon$), em que o micro (μ) corresponde à potência de 1×10^{-6} ou 0,000001.

Os extensômetros constituem-se em resistências elétricas nas quais percorre uma corrente elétrica de baixa intensidade através de um circuito de ponte de Wheatstone. Quando sofrer qualquer deformação, a resistência elétrica do extensômetro é alterada, gerando uma tensão de saída nos terminais da ponte. Esses sinais elétricos são enviados pelos canais para a placa de aquisição de dados. Esta, por sua vez, transforma sinais elétricos em sinais digitais, enviando-os para a placa de leitura que está instalada no computador. Através do programa LabVIEW FDS (CD-ROM) os dados são transformados em valores absolutos de deformação.

O programa LabVIEW FDS (CD-ROM) permitiu a visualização das deformações em tempo real, à medida que os parafusos eram apertados. Os extensômetros são extremamente sensíveis, sendo que os valores de deformação em todos os canais sofrem variação entre valores positivos e negativos de $16,648 \mu\epsilon$ e $-16,648 \mu\epsilon$. Todos os dados foram gravados no computador como arquivo de extensão DAT. Em seguida, transferidos como arquivos de extensão XLS para o programa EXCEL, a fim de que pudessem ser realizadas a seleção e análise dos dados.

4.5 Realização do experimento

Os processos de montagem, fixação e aquisição das deformações foram feitos continuamente, desde a fixação dos intermediários sobre os implantes, até a fixação dos cilindros sobre os intermediários. Após a fixação dos implantes, posicionaram-se os intermediários sobre eles e iniciou-se o processo de medição.

Acionou-se o LabView, que começou a fazer as leituras. Neste instante as deformações eram nulas. Com uma chave digital foi realizado o aperto do parafuso do intermediário. Conforme foi realizado o aperto percebeu-se, através da tela de leitura dos dados, que a curva de deformações começou a variar. Aplicou-se então uma pequena pré-carga manualmente, apenas para que o intermediário se mantivesse preso, porém sem que se aplicasse um torque excessivo, pois a fixação final era feita através do torquímetro mecânico. Com a chave apropriada no torquímetro, aplicou-se o torque especificado (20 Ncm) sobre o parafuso do intermediário. As aquisições foram mantidas por um período maior, para que o conjunto se estabilizasse e esperou-se para que o programa fizesse aquisição de 500 leituras, a serem utilizados nas análises estatísticas.

Da mesma forma como foi feito para fixação dos intermediários, fez-se um aperto manual, e em seguida aplicou-se o torque final especificado (10 Ncm) para o parafuso do cilindro. A leitura de deformação dos intermediários em função do aperto se seu parafuso tornou-se necessária uma vez que essa

deformação é inerente ao processo de instalação do intermediário. Ou seja, todo e qualquer intermediário deverá sofrer alguma deformação resultante do aperto do parafuso durante a instalação. Esta deformação deve ser mensurada para que não se confunda com a deformação gerada pelo aperto do parafuso do cilindro protético.

Após a aplicação deste torque, manteve-se a seqüência de aquisições, permitindo que o sistema se estabilizasse e obtivesse 500 leituras. Finaliza-se então o processo de aquisição de dados.

Após o final do processo de aquisição, o conjunto foi totalmente desmontado, para iniciar uma nova medição. O processo de aquisição para a fixação dos intermediários e dos cilindros foi repetido cinco vezes para que se tivesse a certeza de que os resultados obtidos estavam representando com fidelidade o efeito físico, dando reprodutibilidade ao experimento e garantindo maior confiabilidade sobre as medições. Os torques aplicados também foram verificados, pois, a cada final de aplicação do torque, repete-se o torque de fixação, verificando se o torquímetro eletrônico identificou o valor do torque especificado. Os procedimentos foram idênticos, tanto para os cilindros de CoCr como para os de PdAg.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na tabela 1 estão representadas as médias das deformações das faces laterais dos cinco intermediários em cada uma das repetições e a média final destas repetições após sua montagem sobre os implantes e a aplicação de um torque de 20 Ncm em seu parafuso de fixação. Podemos notar que cada dois canais representam a deformação em um intermediário já que cada extensômetro foi colado em suas faces laterais. Os valores de deformação dos canais pareados estão bastante próximos, pois a tendência natural do cilindro quando apertado é receber uma compressão, podendo se deformar diferentemente em cada face, devido a possíveis acomodações entre o parafuso e o intermediário, e a borracha interna de contato entre eles. Observa-se uma variação nos valores de deformações dos intermediários entre $-127,702 \mu\epsilon$ no extensômetro mesial do intermediário número 1 (canal 0) até $-590,273 \mu\epsilon$ no extensômetro mesial do intermediário número 3 (canal 4).

Para que a deformação gerada pelo aperto do parafuso do intermediário não se confunda com aquela gerada pelo aperto do parafuso do cilindro protético, foi necessário separar as leituras. Os resultados apresentados na tabela 1 são, portanto, relativas à deformação que normalmente se observa nos intermediários após sua instalação.

A interface onde ocorre a adaptação da prótese ao conjunto implante/intermediário é que se deve ser analisada para fins de observação da passividade. Sendo assim, após a leitura da deformação dos intermediários, esses resultados não são considerados para efeito da leitura da deformação gerada pelo aperto dos cilindros protéticos.

As tabelas 2 e 3 representam as médias dos valores das deformações ocorridas nos intermediários após o aperto dos parafusos de fixação dos cilindros de Cobalto-Cromo (CoCr) e Paládio-Prata (PdAg) em cada uma das repetições e a média das cinco repetições, respectivamente. Sinais

negativos indicam deformação por compressão, enquanto os positivos, por tração.

Após a fixação dos cilindros de CoCr tivemos os valores de deformação dos intermediários variando entre $- 5,62638 \mu\epsilon$ medidos pelo extensômetro da face mesial do intermediário 3 (canal 4), até $- 383,86 \mu\epsilon$ medidos pelo extensômetro da face distal do intermediário 1 (canal 1). Na fixação dos cilindros de PdAg tivemos os valores de deformação dos intermediários variando entre $+ 56,9054 \mu\epsilon$ medidos pelo extensômetro distal do intermediário 1 (canal 1) até $- 381,501 \mu\epsilon$ medidos pelo extensômetro distal do intermediário 2 (canal 3).

Tabela 1 – Média de cada repetição por canal e média final das cinco repetições para os intermediários

Intermediário 1		Intermediário 2		Intermediário 3		Intermediário 4		Intermediário 5	
C 0	C 1	C 2	C 3	C 4	C 5	C 6	C 7	C 0'	C 1'
-113,02	-153,79	-147,14	-142,98	-571,98	-528,92	-359,11	-235,1	-410,51	-368,59
-136,98	-171,27	-144,97	-133,16	-625,35	-578,30	-329,50	-232,67	-352,95	-321,18
-133,66	-151,80	-116,85	-171,93	-615,21	-570,48	-332,33	-253,14	-322,68	-307,87
-136,82	-182,92	-103,70	-129,99	-558,85	-530,25	-286,91	-242,15	-346,30	-343,64
-118,01	-188,24	-116,18	-114,52	-579,96	-544,71	-308,20	-223,02	-361,77	-334,99
Média	Média	Média	Média	Média	Média	Média	Média	Média	Média
-127,70	-169,60	-125,77	-138,52	-590,27	-550,53	-323,21	-237,23	-358,84	-335,25

Tabela 2 - Média de cada repetição por canal e média final das cinco repetições para os cilindros de CoCr

Intermediário 1		Intermediário 2		Intermediário 3		Intermediário 4		Intermediário 5	
C 0	C 1	C 2	C 3	C 4	C 5	C 6	C 7	C 0'	C 1'
-251,14	-437,12	-291,24	-312,53	-7,491	-82,065	-180,42	-87,059	-289,74	-47,962
-222,19	-356,78	-371,58	-367,26	-5,66	-100,20	-121,67	-84,895	-269,27	-88,389
-294,23	-486,01	-280,92	-290,24	-14,314	-68,916	-134,99	-96,213	-253,80	-71,912
-272,93	-308,87	-324,18	-406,02	11,487	-74,741	-181,09	-94,382	-269,94	-101,53
-217,03	-330,50	-310,37	-405,18	-12,153	-61,758	-188,57	-137,15	-263,12	-109,36
Média	Média	Média	Média	Média	Média	Média	Média	Média	Média
-251,50	-383,86	-315,66	-356,25	-5,6263	-77,537	-161,35	-99,941	-269,17	-83,833

Tabela 3 - Média de cada repetição por canal e média final das cinco repetições para os cilindros de PdAg

Intermediário 1		Intermediário 2		Intermediário 3		Intermediário 4		Intermediário 5	
C 0	C 1	C 2	C 3	C 4	C 5	C 6	C 7	C 0'	C 1'
-218,36	+ 84,91	-374,08	-411,34	+ 8,823	-58,429	-266,28	-81,399	-235,50	-125,83
-199,06	+ 43,61	-361,44	-433,96	+12,652	+0,1666	-209,71	-96,379	-365,26	-127,00
-193,90	+51,444	-365,76	-395,54	+46,283	-34,292	-204,88	-74,575	-347,30	-122,01
-210,04	+58,603	-265,78	-318,52	+7,658	-43,614	-152,63	-93,716	-360,61	-155,46
-173,60	+45,95	-288,24	-348,13	+57,604	-27,966	-170,10	-78,736	-143,48	-114,52
Media	Media	Media	Media	Media	Media	Media	Media	Media	Media
-198,99	+56,905	-331,06	-381,50	+26,604	-32,827	-200,72	-84,961	-290,43	-128,96

Para a realização dos cálculos estatísticos, foram considerados os valores absolutos de deformação, não levando em consideração se as leituras correspondiam à tração ou compressão.

Os valores estatísticos da mediana, média, desvio padrão, valor mínimo, valor máximo e número de corpos de prova por liga avaliada estão descritos na tabela 4.

Tabela 4 - Mediana, média, desvio padrão, valores mínimo e máximo para os cilindros de PdAg e CoCr

Variável	Liga	Mediana	Média	D. padrão	Mínimo	Máximo	Número
Deformação	CoCr	176,506	200,474	125,290	41,582	335,955	5
Deformação	PdAg	142,842	173,298	120,839	29,715	356,283	5

Para se realizar a comparação das médias da deformação com o uso de cilindros de CoCr e PdAg foi utilizado o Teste de Mann Whitney que tem por finalidade comparar as médias de dois grupos independentes (tabela 5).

Tabela 5 - Teste de Mann Whitney - (Duas amostras independentes) para os cilindros de PdAg e CoCr

Grupo	Média	Mediana	Soma de postos	Posto médio	Número
CoCr	200,474	176,506	29,0	5,8	5
PdAg	173,298	142,842	26,0	5,2	5

Probabilidade exata = 0,841270

Probabilidade = 0,75402253

A escolha de um teste não paramétrico se deu em função do alto Desvio Padrão e distribuição não normal dos grupos. De acordo com a análise estatística, os cilindros de CoCr e PdAg apresentam comportamento semelhante, não havendo diferenças estatísticas entre as duas ligas com relação à quantidade de deformação.

Com relação ao tipo de deformação (tração/compressão) quando se apertava o parafuso dos cilindros observou-se predominância de deformação por compressão nos cilindros de CoCr. Já o aperto do parafuso dos cilindros de PdAg sobre o intermediário 1 mostrou deformação de $-198,99 \mu\epsilon$ para o canal 0 e $+56,905 \mu\epsilon$ para o canal 1 o mesmo ocorrendo com o intermediário 3 onde tivemos uma deformação de $+26,604 \mu\epsilon$ para o canal 4 e $-32,827 \mu\epsilon$ para o canal 5 assim, podemos dizer que o aperto do parafuso dos cilindros de PdAg gerou forças de tração de um lado e compressão de outro lado sobre o intermediário 1 e 5.

O assentamento passivo tem sido descrito como um objetivo a ser alcançado quando reabilitamos nossos pacientes com próteses implanto-suportadas (CARR; GERARD; LARSEN³, 1996, CHESHIRE; HOBKIRK⁴, 1996, CLELLAND; CARR; GILAT⁶, 1996, DUYCK et al.⁹, 2001, GUICHET et al.¹⁴, 2000, HECKERMANN et al.¹⁶, 2004, ISA; HOBKIRK²³, 1995, ISA; HOBKIRK²⁴, 1996, JORNÉUS; JEMT; CARLSON²⁸, 1992, KARL et al.³⁰, 2004, RANGERT; JEMT; JORNÉUS⁴⁰, 1989, TAKAHASHI; GUNNE⁴⁷, 2003, WASKEWICKS; OSTROWSKI; PARKS⁴⁹, 1994, WATANABE et al.⁵⁰, 2000, YANASE et al.⁵¹, 1994). Alcançar o assentamento passivo das infra-estruturas de próteses implanto-suportadas significa prevenir falhas técnicas e biológicas (HOBKIRK; HAVTHOULAS¹⁹, 1998, JEMT²⁷, 1991, RANGERT; JEMT; JORNÉUS⁴⁰, 1989, WASKEWICKS; OSTROWSKI; PARKS⁴⁹, 1994, CARR; BRUNSKI; HURLEY², 1996). Se infra-estruturas em monobloco ou segmentadas não assentam corretamente, o carregamento pode resultar em complicações mecânicas como afrouxamento dos parafusos ou fratura individual dos componentes e complicações biológicas relacionadas com irritação do tecido mole, dor, perda óssea marginal e perda da osseointegração (EISENMANN et al.¹¹, 2004).

Para alcançar o assentamento passivo ou uma infra-estrutura livre de tensão, uma infra-estrutura deveria, teoricamente, induzir tensões zero nos componentes dos implantes e osso circundante na ausência de uma carga externa aplicada. No entanto, de acordo com evidências científicas atuais e com a eficácia da tecnologia odontológica contemporânea usada na fabricação da infra-estrutura, sabe-se que um assentamento passivo absoluto não pode ser obtido e o simples apertamento do parafuso causa tensões nos implantes e ao redor deles, e sua magnitude é dependente da quantidade de desajuste (SAHIN; ÇEHRELI⁴³, 2001).

Atualmente, vários pesquisadores têm se utilizado de alta tecnologia em suas pesquisas com o propósito de fabricar infra-estruturas de prótese implanto-suportada passivas e com assentamento preciso minimizando assim as suas distorções. O sistema de Eletro-erosão (EISENMANN et al.¹¹, 2004), Sistema IMZ de assentamento passivo (KARL et al.³⁰, 2004), Sistema Cresco (HELLDÉN; ERICSON; OLSSON¹⁸, 2005) próteses cimentadas sobre os cilindros parafusados (CLELLAND; MEADE⁷, 1997, DUYCK; NAERT¹⁰, 2002, GOOSSENS¹³, 2003, LONGONI et al.³⁵, 2006) e cimentados (DI FELICE et al.⁸, 2007), fresagem computadorizada do titânio são descritos na literatura com a finalidade de melhorar o assentamento das próteses implanto-suportadas (TAKARASHI; GUNNE⁴⁷, 2003). Outros procedimentos relacionados com a passividade têm sido alvo de estudo dos pesquisadores e entre elas estão: o uso de próteses cimentadas (GUICHET et al.¹⁴, 2000, HECKERMANN et al.¹⁶, 2004), seccionamento das infra-estruturas e posterior soldagem (CLELLAND; CARR; GILAT⁶, 1996, MENDES³⁶, 2003), fundições em seções e união a laser (VASCONCELOS⁴⁸, 2005) além da técnica de moldagem utilizada (KARL et al.³³, 2005, NISSAN et al.³⁸, 2001) e confecção do modelo mestre sobre o qual a infra-estrutura será confeccionada (HECKERMANN et al.¹⁶, 2004).

Até o momento, nenhum método preciso para avaliar o assentamento de uma infra-estrutura de prótese implanto-suportada é capaz de ser aplicado de maneira objetiva. Alguns métodos como Fotoelasticidade (GENG; TAN; LIU¹², 2001, GUICHET et al.¹⁴, 2000, MILLINGTON; LEUNG³⁷,

1995, WASKEWICS; OSTROWSKI; PARKS⁴⁹, 1994), Análise de Elemento Finito (HECKERMANN et al.¹⁷, 2006, IPLIKÇIOGLU et al.²², 2003, KUNAVISARUT et al.³⁴, 2002, SERTGÖZ⁴⁴, 1997) e mensurações com Extensômetros (Strain gauges) têm sido propostos com a finalidade de mensurar o estresse gerado por estas próteses (BENZING; GALL; WEBER¹, 1995, CLELLAND et al.⁵, 1993, HECKERMANN et al.¹⁷, 2006, JACQUES²⁵, 2000, JANSON²⁶, 2002, KARL et al.³¹, 2006, PATTERSON et al.³⁹, 1995, RUBO; SOUZA⁴², 2001, SPIEKERMANN et al.⁴⁶, 1995). Dentre elas a extensometria é uma técnica de medição de deformações que encontra aplicação em uma vasta gama de atividades científicas e tecnológicas, englobando áreas da engenharia e das ciências biológicas. Os extensômetros são resistências elétricas freqüentemente usadas em trabalhos de análise de estresse para medir carga torque e pressão. É baseada no conceito de que a resistência elétrica muda em função da deformação. Os materiais têm resistências específicas diferentes, e o circuito Ponte de Wheatstone pode ser usado para medir fielmente as mudanças na resistência (CLELLAND et al.⁵, 1993), isto torna possível à obtenção de dados reais em relação às forças exercidas sobre os implantes e transferidas às estruturas suporte. Atualmente a técnica tem sido proposta para a avaliação das forças atuantes no complexo osso/implante/prótese diretamente na boca dos pacientes (BENZING; GALL; WEBER¹, 1996, HECKERMANN et al.¹⁶, 2004, KARL et al.³¹, 2006).

Em nosso trabalho utilizamos os extensômetros para avaliar a deformação sofrida pelos intermediários com o apertamento dos parafusos dos cilindros de PdAg e CoCr possibilitando assim observar a indução de forças de compressão (negativas) e de tração (positivas). Na nossa análise experimental utilizamos dois extensômetros colados à superfície dos intermediários em suas faces laterais (numa simulação das faces mesial e distal) seguindo como critério o trabalho de RUBO et al.⁴¹, 1999, o qual, através de análise de elemento finito, determinou serem estas áreas as mais susceptíveis ao estresse diante de uma carga oclusal.

Atualmente, dois métodos convencionais de fabricação de infra-estruturas fundidas de prótese implanto-suportada parafusada são utilizados. A

prótese implanto-suportada parafusada mais comumente utilizada usa cilindros pré-fabricados para assentar-se apropriadamente ao componente, seja diretamente na cabeça do implante ou ao intermediário, ou o uso de cilindros plástico calcináveis que são fundidos em ligas odontológicas fornecendo a forma necessária para o apertamento do parafuso. Tanto cilindros pré-fabricados como cilindros calcináveis são associados com a técnica convencional de fundição por cera perdida que é a técnica utilizada para a fabricação de próteses odontológicas (CARR; BRUNSKI; HURLEY², 1996). Por esta razão foram utilizados neste trabalho cilindros plásticos fundidos em CoCr e cilindros pré-fabricados em PdAg com a finalidade de se determinar à deformação causada por eles frente ao aperto dos seus parafusos permitindo assim que os resultados sejam extrapolados para avaliar a passividade e a precisão de assentamento de infra-estruturas fundidas com estes elementos.

O emprego de ligas alternativas vem sendo utilizado para a fabricação de infra-estrutura de prótese implanto-suportada (HOLLWEG²⁰, 2000, HULTERSTRÖM; NILSSON²¹, 1994). Ligas alternativas como a de CoCr contribuem para uma distribuição mais uniforme das forças através dos implantes por apresentar um alto módulo de elasticidade, portanto, mais rígida (RUBO et al.⁴¹, 1999, DUYCK; NAERT¹⁰, 2002) e que pode ser observado em nosso trabalho onde o aperto dos parafusos dos cilindros de CoCr originaram somente forças de compressão que variaram de $- 5.62638 \mu\epsilon$ e $- 383.86 \mu\epsilon$.

HOLLWEG²⁰, 2000, destacou em seu trabalho características das ligas de CoCr e PdAg. Um ponto favorável para a liga de CoCr está na possibilidade de redução de custos o que proporciona acesso do serviço por parte da grande população. Já a liga de PdAg, utilizada em alguns trabalhos, mostrou resultados de adaptação cervical semelhante aos obtidos com as ligas de ouro, sendo que a desvantagem para o uso de ligas seminobres está na elevação do custo final para o paciente. Além do baixo custo, as ligas de CoCr oferecem uma combinação favorável de biocompatibilidade, resistência à corrosão, fusibilidade, peso e rigidez. Como desvantagem, é uma liga resistente e difícil de ajustar sem instrumentos especiais.

Ainda segundo KANO et al.²⁹, 1995, ISA; HOBKIRK²⁴, 1996, fatores como o tipo do cilindro protético, liga metálica e procedimento de fundição pode afetar sua adaptação sobre o intermediário influenciando assim a pré-carga resultante quando comparados com cilindros pré-fabricados. Além disso, para CARR; BRUNSKI; HURLEY², 1996, a fricção entre as roscas e a superfície do parafuso afeta os valores de pré-carga para um determinado torque específico. Para eles, durante a montagem usando componentes com irregularidades superficiais, o estresse de contato, criado como resultado do ponto de contato entre as asperezas, pode sofrer um relaxamento por causa do estresse excedendo o limite elasticidade dos materiais contactantes. Estas regiões de deformação, ou seja, sofrerão uma acomodação, resultando na redução da pré-carga.

ISA; HOBKIRK²⁴, 1996, relataram que as forças de tração e compressão geradas nos intermediários podem ser transferidas para os implantes, mas não estabeleceram um limite crítico em que a magnitude das desadaptações, associadas às forças oclusais, possam se tornar prejudiciais ao conjunto osso/implante/prótese.

O nosso trabalho não mostrou diferenças significantes na deformação gerada entre o cilindro fundido em CoCr e o cilindro usinado de PdAg. Estes resultados vão ao encontro aos resultados encontrados por HECKERMANN et al.¹⁶, 2004, KARL et al.³⁰, 2004, KARL et al.³³, 2005. Neles, a influência dos dois métodos de fabricação de próteses implanto-suportada parafusadas foram testadas e os resultados mostraram que o desenvolvimento de estresse quando se utilizaram cilindros calcináveis não foi significativamente maior quando comparados com aqueles onde se utilizaram cilindros de ouro pré-fabricados para a confecção das infra-estruturas. De forma contrária ao que foi visto por CARR; GERARD; LARSEN³, 1996 onde analisando pré-carga de fixação de parafusos em coroas individuais, observaram que cilindros pré-fabricados de ouro forneciam pré-carga maior quando comparados com os cilindros calcináveis e relataram também que houve diferenças na pré-carga dos cilindros pré-fabricados de diferentes fabricantes.

Os resultados apresentados em nosso estudo indicam que, para o aperto dos parafusos dos cilindros pré-fabricados de PdAg, os valores de deformação dos intermediários variaram de + 56.9054 $\mu\epsilon$ (cilindro 1) até - 381.501 $\mu\epsilon$ (cilindro 2) e com o aperto dos parafusos dos cilindros fundidos de CoCr os valores variaram entre - 5.62638 $\mu\epsilon$ (cilindro 3) e - 383.86 $\mu\epsilon$ (cilindro 1).

Pudemos notar uma grande variação nas tensões geradas pelo aperto dos parafusos nos diferentes intermediários. Com o aperto dos parafusos dos cilindros de CoCr tivemos predominantemente forças de compressão. Para os cilindros de PdAg tivemos, além das forças de compressão, forças de tração em dois dos canais. A explicação para que tal fenômeno tivesse ocorrido está, provavelmente, ligada à falta de um contato uniforme entre as superfícies do intermediário e do cilindro protético, o que nos levaria a supor que de um lado haveria contato íntimo entre as superfícies e de outro lado não, sugerindo uma falta de simetria de assentamento entre estes dois componentes (DUYCK et al.⁹, 2001, ISA; HOBKIRK²³, 1995).

A variabilidade das forças de compressão e tração mostrada pelo aperto dos parafusos dos cilindros de PdAg pode também ser explicada pela reprodutibilidade no assentamento dos componentes pré-fabricados. Estes componentes são usinados para garantir uma tolerância específica. A tolerância de fabricação se baseia na variação permissível entre a dimensão efetiva do implante produzido e a dimensão do projeto e isto estaria associado à inexatidão do processo de fabricação que poderia provocar alterações que não seriam bem aceitas pelo sistema cilindro-intermediário (HECKERT; ECKERT¹⁵, 2003, HOLLWEG²⁰, 2000).

As deformações sofridas pelos intermediários com o aperto do parafuso dos cilindros de CoCr podem ainda estar associadas a desadaptações verticais, horizontais e angulares (MILLINGTON; LEUNG³⁷, 1995) inerentes ao processo de fundição. A presença destas desadaptações, que muitas vezes não podem ser visualizadas sem auxílio de um microscópio,

pode justificar de certa forma a falta de uniformidade encontrada em nosso trabalho.

MENDES³⁶, 2003, verificou que para as infra-estruturas de PdAg ocorreram esforços de compressão e para a liga de CoCr os esforços foram de tração tanto antes como depois do procedimento de seccionamento e soldagem das infra-estruturas. Em nosso trabalho, os resultados mostraram o inverso. Quando os parafusos dos cilindros de CoCr foram apertados houve predominância das forças de compressão já os cilindros de PdAg tivemos em alguns canais de leitura deformação por tração. Quando analisamos estes resultados podemos inferir que a distorção provocada pela fundição da barra metálica pode ter sido responsável por esta divergência de resultados.

Do ponto de vista estatístico, as deformações apresentadas pelos intermediários frente ao aperto do parafuso dos cilindros de CoCr e PdAg apresentaram comportamento semelhantes, não produzindo diferenças estatísticas significativas entre eles. Por outro lado, embora os cilindros usinados tenham apresentado valores de deformação positivos e negativos a maior flexibilidade da liga deveria gerar uma melhor adaptação, minimizando as deformações apresentadas sobre os intermediários.

Diante do exposto, se definiu os valores de tração e compressão a que estariam submetidos os intermediários em uma condição de “adaptação ideal” utilizando-se cilindros fundidos (CoCr) e pré-fabricados (PdAg). Assim, a partir destes valores de deformações sofridas entre os intermediários, tanto em magnitude como em tipo (tração e compressão) podemos extrapolar estes resultados e estabelecer condições ótimas de adaptação passiva das infra-estruturas de prótese sobre implantes.

Vale ainda ressaltar que, quando apertamos os parafusos dos cilindros protéticos, o assentamento passivo absoluto não é alcançado, já que o simples aperto dos parafusos forçando o intermediário contra a plataforma do implante e cilindro protético contra o intermediário gera deformações nestas

estruturas e estas conseqüentemente serão transmitidas para o osso de suporte.

Embora a passividade absoluta seja difícil ou impossível de ser alcançada, a adaptação mais favorável das infra-estruturas de prótese implanto-suportada é um princípio fundamental para o sucesso em longo prazo tanto dos implantes como para as próteses. A adaptação favorável das próteses implanto-suportadas reduz o estresse ósseo mantendo uma resposta tecidual também favorável havendo assim um equilíbrio na remodelação óssea na interface osso/implante.

CONCLUSÃO

6 CONCLUSÃO

Levando-se em consideração os resultados encontrados de deformação dos intermediários frente ao aperto do parafuso dos cilindros de CoCr e PdAg podemos concluir que:

1 – Para que uma infra-estrutura fundida em CoCr utilizando cilindros plásticos calcináveis seja considerada passiva, as deformações dos intermediários devem variar entre $- 5,62638 \mu\epsilon$ e $- 383,86 \mu\epsilon$ (média de $200,474 \mu\epsilon$).

2 – Para que uma infra-estrutura fundida em PdAg utilizando cilindros pré-fabricados seja considerada passiva, as deformações dos intermediários devem variar entre $+ 56,9054 \mu\epsilon$ e $- 381,501 \mu\epsilon$ (média de $173,298 \mu\epsilon$).

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

- 1- BENZING, U. R.; GALL, H.; WEBER, H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 10, n. 2, p. 188-198, 1995.
- 2- CARR, A. B.; BRUNSKI, 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, 1996.
- 3- CARR, A. B.; GERARD, D. A.; LARSEN, P. E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 76, n. 5, p. 500-509, Nov. 1996.
- 4- CHESHIRE, P. D.; HOBKIRK, J. A. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implants superstructures. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 23, p. 782-789, 1996.
- 5- CLELLAND, N. L.; GILAT, A.; MCGLUMPHY, E. A.; BRANTLEY, W. A. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implants system. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard v. 8, n. 5, p. 541-548, 1993.
- 6- CLELLAND, N. L.; CARR, A. B.; GILAT, A. Comparison of strains transferred to a bone stimulant between as-cast and postsoldered implant frameworks for a five implant supported fixed prosthesis. **J Prosthodont**, Copenhagen, v. 5, n. 3, p. 193-200, Sept. 1996.
- 7- CLELLAND, N. L.; MEADE, C. V. P. Comparison of strains produced in a bone stimulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 12, n. 6, p. 793 – 799, 1997.
- 8- DI FELICE R. et al. Cementable implant crowns composed of cast superstructure frameworks luted to electroformed primary copings: an in vitro retention study. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen v. 18, p. 108-113, 2007.
- 9- DUYCK, J. et al. Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 28, p. 226-233, 2001.
- 10- DUYCK, J.; NAERT, I. Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 15, n. 4, p. 389-396, 2002.

- 11- EISENMANN, E. et al. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 19, n. 6, p. 810-818, 2004.
- 12- GENG, J. P.; TAN, K. B.; LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 85, n. 6, p. 585-598, June 2001.
- 13- GOOSSENS, I. C. Evaluation of a new method to achieve optimal passivity of implant-supported superstructures. **SADJ**, Houghton, v. 58, n. 7, p. 279-287, 2003.
- 14- GUICHET, D. L. et al. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 15, n. 2, p. 239-246, 2000.
- 15- HECKER, D. M.; ECKERT, S. E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J Prosthet Dent**, Saint Louis v. 89, n. 4, p. 346-351, Apr. 2003.
- 16- HECKMANN, S. M. et al. Cement fixation and screw retention: parameters of fit. An in vitro of three-unit implant-supported fixed partial dentures. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 15, p. 466-473, 2004.
- 17- HECKMANN, S. M. et al. Loading of bone surrounding implants through three unit fixed partial denture fixation: a finite element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 17, p. 345-350, 2006.
- 18- HELLDÉN, L. B.; ERICSON, G.; OLSSON, C. The Cresco bridge and implant concept: presentation of a technology for fabrication of abutment-free, passively fitting superstructures. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Chicago, v. 25, n. 1, p. 89-94, 2005.
- 19- HOBKIRK, J. A.; HAVTHOULAS, T. K. The influence of mandibular deformation, implants numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 80, n. 2, p. 169-174, Aug. 1998.
- 20- HOLLWEG, H. **Análise da passividade de adaptação de infra-estruturas para prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros**. 2000. 71p. Tese (Doutorado em odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2000.
- 21- HULTERSTRÖM, M.; NILSSON, U. Cobalt-Chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a 3-year follow-up. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 9, n. 4, p. 449-454, 1994.

- 22- IPLIKÇIOĞLU, H. et al. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse Taper implant. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 18, n. 2, p. 258-265, 2003.
- 23- ISA, Z. M.; HOBKIRK, J. A. The effects of superstructure fit and loading on individual implants units: part 1. The effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, Larkfield, v. 3, n. 6, p. 247-253, 1995.
- 24- ISA, Z. M.; HOBKIRK, J. A. The effects of superstructure fit and loading on individual implants units: part 2. The effects of loading a superstructure with varying degrees of fit. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, Larkfield, v. 4, n. 1, p. 11-14, 1996.
- 25- JACQUES, L. B. **Análise do estresse gerado em componentes de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros.** 2000. 71 p. Dissertação (Mestrado em odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2000.
- 26- JANSON, V. R. P. **Análise da deformação gerada em infra-estruturas de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros.** 2002. 76 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2002.
- 27- JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively insert fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 6, n. 3, p. 270-276, 1991.
- 28- JORNÉUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 7, n. 3, p. 353-359, 1992.
- 29- KANO, S. C. et al. A. Disadjustment of prosthetic components using different alloys. **J Dent Res**, Washington v. 74, n. 3, p. 806, 1995. Abstract n. 206.
- 30- KARL, M. et al. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 19, n. 1, p. 30-37, 2004.
- 31- KARL, M. et al. In vivo stress behavior in cemented an screw-retained five-unit implant FPDs. **J Prosthodont**, Philadelphia PA, v. 15, n. 1, p. 20-24, Jan.-Feb. 2006.
- 32- KARL, M. et al. Static implant loading caused by as-cast and ceramic veneered implant superstructures. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 93, n. 4, p. 324-330, 2005.

- 33- KARL, M. et al. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. **Implant Dent**, Baltimore, v. 14, n. 2, p. 157-165, 2005.
- 34- KUNAVISARUT, C. et al. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. **J Prosthodont**, Philadelphia PA, v. 11, n. 1, p. 30-40, Mar. 2002.
- 35- LONGONI, S. et al. Passive definitive fit of bar-supported implant overdentures. **Implant Dent**, Baltimore, v. 15, n. 2, p. 129-134, 2006.
- 36- MENDES, S. N. C. **Avaliação da adaptação passiva de infra-estruturas sobre implantes, antes e após soldagem, em função da deformação dos intermediários medidas com extensômetros lineares elétricos.** 2003, 120 p. Dissertação (Mestrado em odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2003.
- 37- MILLINGTON, N. D.; LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructures relative to the size of fit discrepancy. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 8, n. 6, p. 511-516, 1995.
- 38- 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**, Saint Louis, v. 86, n. 1, p. 20-23, 2001.
- 39- PATERSON, E. A. et al. Distribution of load in an oral prosthesis system: an in vitro study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 10, n. 5, p. 552-560, Sep.-Oct. 1995.
- 40- RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L. Forces and moments on Branemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 4, n. 3, p. 241-247, 1989.
- 41- RUBO, J. H. et al. Finite element analysis of stress distribution on dental implants: a study of seven clinical variables. Part 1 –stresses on implants, abutments and frameworks. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 12, n. 6, p. 567, Nov.-Dec. 1999. abstract.
- 42- RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Computacional methods applies to bioengineering: solution of load problems in implant prosthesis. **Rev Fac Odontol Bauru**, Bauru, v. 9, n. 3 /4, p. 97-103, jul.-dez. 2001.
- 43- SAHIN, S.; ÇEHRELI, M. C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent**, Baltimore, v. 10, n. 2, p. 85-92, 2001.
- 44- SERTGÖZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 10, n. 1, p. 19-27, 1997.

-
- 45- SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 49, n.6, p. 843-848, June 1983.
- 46- SPIKERMANN, H. et al. Biomechanics. In: _____. **Color atlas of dental medicine implantology**. New York: Thieme Medical Publishers, 1995. p. 81-90.
- 47- TAKARASHI, T.; GUNNE, J. Fit of implants frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 89, n. 3, p. 256-260, Mar. 2003.
- 48- VASCONCELOS, D. K. **Efeito dos ciclos térmicos para a aplicação da cerâmica na passividade de próteses implanto-suportada, observados pela extensômetria**. 2005. 123 p. Tese (Doutorado em odontologia) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005
- 49- WASKEWICZ, G. A.; OSTROWSKI, J. S.; PARKS, V. J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 9, n. 4, p. 405-411, 1994.
- 50- WATANABE, F. et al. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 15, n. 2, p. 209-218, 2000.
- 51- YANASE, R. T. et al. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 9, n. 4, p. 469-474, 1994.

ABSTRACT

ABSTRACT

Optimum passivity levels of implant prosthesis according to abutment deformation.

Passive fit has been considered one of the most important requirements for the success of implant supported prostheses. This *in vitro* study investigated the abutment deformation of an implant-supported prosthesis after screw tightening of palladium-silver and cobalt-chromium prosthetic cylinder. A master model was used to simulate a human mandible with five implants. The Strain gauges were attached on the sides of each abutment to capture deformations because of the cylinders screws after was tightened. The abutments were mounted onto implant replicas and the screws were tightened to a 20 Ncm torque, and the readings were recorded. After this step, palladium-silver and cobalt-chromium prosthetic cylinders were tightened to a 10 Ncm torque and the readings were recorded. The measurements were repeated five times. Mann-Whitney statistical test was applied to the results. No statistical differences were found between the deformation generated by palladium-silver and cobalt-chromium prosthetic cylinders. However, there were differences relative to the quality of the strain. The deformation generated by screw tightness of the cobalt-chromium prosthetic cylinders was compressive while palladium-silver prosthetic cylinders generated compressive and tensile strain.

Keywords: Passive fit. Strain gauges.