UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

RAFAEL TOBIAS MORETTI NETO

Avaliação da deformação do intermediário e região perimplantar de próteses implanto-suportada unitárias parafusada. Estudo através da extensometria

BAURU
2010

RAFAEL TOBIAS MORETTI NETO

Avaliação da deformação do intermediário e região perimplantar de próteses implanto-suportada unitárias parafusada. Estudo através da extensometria

Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de doutor em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral
Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

BAURU

2010

Moretti Neto, Rafael Tobias

M817a Avaliação da deformação do intermediário e região perimplantar de próteses implanto-suportada unitárias parafusada. Estudo através da extensometria / Rafael Tobias Moretti Neto – Bauru, 2010.
159 p.: il.; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

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

Assinatura:

Data:

DEDICATÓRIA

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

*A **Nossa Senhora Aparecida**, por iluminar meus pensamentos, segurar em minha mão, guiar os meus passos no caminho permitindo que todos os obstáculos fossem superados.*

*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, pedras foram superadas e muitas hão de vir...*

*A meu filho, **GABRIEL**, que teve que se readaptar já que a hora da partida chegou, choros no início e retorno a terra natal. Certeza do seu amadurecimento.*

*À minhas irmãs, **ANA CECÍLIA** e **ANDRÉA**, sempre fiéis em todas as horas e apoio em todos os momentos da minha vida.*

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. Muito obrigado por tudo que fez por mim, fazendo-me trilhar o caminho por mim mesmo.*

Meus sinceros agradecimentos!

AGRADECIMENTOS

*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. Luiz Fernando Pegoraro e Prof. Dr. Accácio Lins do Valle**, **Prof. Dr. Gerson Bonfante, Prof. Dr. Paulo Martins Ferrreira, Prof. Dr. Milton Carlos Gonçalves Salvador, Prof. Dr. Carlos dos Reis Pereira Araújo, Profª. Drª. 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.*

*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 doutorado, **Daniel, Eduardo, Jefferson, Romão, Luciana, Thiago, Flora, Murilo, Leandro** agradeço pela convivência harmoniosa e atenção com que sempre me trataram.*

*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 **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. Paulo Márcio de Faria e Silva****, 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. José Carlos Pereira****, à Comissão de Pós-Graduação, através de seu Presidente* ***Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti****, à Coordenação do Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, através de seu coordenador* ***Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti****, minha gratidão e agradecimentos !!!*

À ***Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior*** *(CAPES), pelo apoio financeiro concedido em forma de bolsa de capacitação docente.*

À ***Fundação de Aparo a Pesquisa do Estado de São Paulo*** *(FAPESP), pelo apoio financeiro concedido para a execução deste trabalho.*

Vida

De tudo, ficaram três coisas:

A certeza de que estamos sempre recomeçando...

A certeza de que precisamos continuar...

A certeza de que seremos interrompidos antes de terminar...

Portanto, devemos fazer da interrupção um caminho novo...

Da queda, um passo de dança...

Do medo, uma escada...

Do sonho, uma ponte...

Da procura, um encontro...

(Fernando Pessoa)

RESUMO

O implante dental depende do osso de suporte para sua estabilidade e longevidade funcional. O comportamento mecânico e a estrutura trabecular do osso afetam a interface com o implante. Tal conhecimento pode fornecer uma base para melhoramentos na função e desenho dos implantes atuais minimizando a reabsorção da crista óssea e falha na junção osso-implante. Desta forma a correta quantificação das forças que atuam sobre o sistema de implante e principalmente no osso de suporte ao qual ele está inserido é importante para o entendimento da biomecânica possibilitando que intervenções possam ser realizadas pelos profissionais visando assim à longevidade das próteses implanto-suportadas bem como dos implantes que as sustentam. Por essa razão, a proposta deste trabalho foi avaliar, com auxílio de extensômetros elétricos, se o processo laboratorial de confecção de coroas metalocerâmicas resulta em alterações das tensões no osso ao redor dos implantes. Para isto foi utilizado um modelo de poliuretano em forma de U simulando o osso mandibular com dois implantes de hexágono externo de 3,75mm de diâmetro por 13 mm de comprimento, nos quais foram fixados intermediários multi-unit. Os corpos de prova foram confeccionados com dois tipos de ligas odontológicas - Cobalto-Cromo e Paládio-Prata - e três tipos de cilindros protéticos – calcinável, usinado de Cobalto-Cromo e usinado de Ouro. As leituras de deformação foram realizadas em dois momentos: 1- após a fundição das infra-estruturas e 2 – após estas infra-estruturas terem recebido cobertura cerâmica. Os testes foram realizados parafusando os corpos de prova sobre os intermediários utilizando-se para isto um dispositivo eletrônico de torque com força máxima de 10 Ncm. Os resultados mostraram que, após a aplicação da cobertura cerâmica, ocorreu piora da condição de assentamento aos intermediários. O mesmo não foi detectado quando se avaliou a deformação do osso simulado, já que os valores de deformação não indicaram diferenças antes e após a aplicação da cerâmica.

Palavras-chave: Extensômetros. Poliuretano. Assentamento passivo. Osso trabecular.

ABSTRACT

Evaluation of abutment and perimplantar region deformation of implant-supported screwed prostheses: An study using strain gauges

The dental implant depends on the supporting bone for its stability and functional longevity. Mechanical behavior and trabecular bone structure affect the interface with the implant. Such knowledge may provide a basis for improvements in the current implant function and design, decreasing bone crest resorption and failure at bone-implant junction. Adequate quantification of forces that act upon the implant system and mainly on the supporting bone is important for understanding the biomechanics, allowing the intervention by professionals with the purpose of achieving the longevity of implant-supported prostheses. Therefore, this work aims at evaluating, with the aid of strain gauges, whether the laboratorial process of metal ceramic crown fabrication results in changes of the tensions around the implants. A U-shaped polyurethane model simulating the mandibular bone with two 3.75-mm diameter and 13-mm length external hexagon implants were used with fixed multi-unit abutments. Specimens were prepared with two types of dental alloys - cobalt-chromium and silver-palladium - and three types of prosthetic cylinder – castable plastic, prefabricated in cobalt-chromium or gold. The deformation readings were performed in two moments: 1- after framework casting and 2- after ceramic layering of the framework. The tests were performed with the framework screwed onto the abutments at 10Ncm using an electronic torque device. The results showed that the ceramic layering worsened the fit between the crowns and the abutments. The same was not detected when bone deformation was evaluated since the values were not statistically different.

Key words: Strain gauge. Polyurethane. Passive fit. Trabecular bone.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1 - Aferição dos corpos de prova..... 90

Figura 2 - Máquina de ensaios Kratos K 2000 MP..... 91

Figura 3 - Vista supero-anterior da matriz metálica com a tampa de acrílico e os dois implantes posicionados..... 94

Figura 4 - Vista interna da tampa com os implantes posicionados..... 95

Figura 5 - Vista superior do modelo de PU, com os implantes..... 95

Figura 6 - Vista anterior do modelo de PU, com os implantes..... 96

Figura 7 - Padronização dos corpos de prova..... 97

Figura 8 - Corpos de prova cilindro protético de acrílico – liga de cobalto-cromo..... 99

Figura 9 - Corpos de prova cilindro protético usinado – liga de cobalto-cromo..... 99

Figura 10 - Corpos de prova cilindro protético de ouro – liga de paládio-prata..... 99

Figura 11 - Base metálica visualizando o local de assentamento do modelo de PU com os três parafusos de retenção e estabilização..... 102

Figura 12 - Base metálica com o modelo de PU posicionado, notando o perfeito assentamento da superfície lingual do modelo na superfície interna da base metálica..... 102

Figura 13 - Superfícies interna e externa dos extensômetros lineares elétricos..... 103

Figura 14 - Modelo de PU com os intermediários e com os extensômetros elétricos lineares colados na superfície oclusal do modelo ao redor dos dois implantes..... 104

Figura 15 - Placa de circuito com extensômetros soldados..... 105

Figura 16 - Imagem do dispositivo de aquisição de dados com os canais de extensometria conectados..... 105

Figura 17 - Desenho representativo da disposição dos extensômetros lineares elétricos (SG) no intermediário e no modelo de PU..... 107

Figura 18 - Fases das variações dos valores de deformação..... 110

- GRÁFICOS

Gráfico 1 - Média e desvio padrão do Módulo de Elasticidade (Mpa) de acordo com a concentração da mistura..... 92

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Proporção parte A/B para formação dos grupos para teste..... 90

Tabela 2 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05..... 93

Tabela 3 - Especificações das ligas utilizadas, segundo os fabricantes..... 97

Tabela 4 - Média das deformações das três repetições no intermediário e osso simulado com aperto do parafuso do cilindro protético usinado de ouro..... 114

Tabela 5 - Média, Desvio Padrão e Número de corpos de prova..... 115

Tabela 6 - Média das deformações das três repetições nos intermediários e osso simulado com aperto do parafuso da prótese unitária – infra-estrutura liga de Pd-Ag..... 115

Tabela 7 - Média das deformações das três repetições nos intermediários e osso simulado com aperto do parafuso da prótese unitária – infra-estrutura liga de Co-Cr com cilindro protético usinado..... 115

Tabela 8 - Média das deformações das três repetições nos intermediários e osso simulado com aperto do parafuso da prótese unitária – infra-estrutura liga de Co-Cr com cilindro protético calcinável..... 116

Tabela 9 - Média, Desvio Padrão e Número de corpos de prova..... 116

Tabela 10 - ANOVA – One Way..... 117

Tabela 11 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05..... 117

Tabela 12 - Média das deformações das três repetições nos intermediários e osso simulado com aperto do parafuso da prótese unitária – cobertura cerâmica liga de Pd-Ag..... 117

Tabela 13 - Média das deformações das três repetições nos intermediários e osso simulado com aperto do parafuso da prótese unitária – cobertura cerâmica liga de Co-Cr com cilindro protético usinado..... 118

Tabela 14 - Média das deformações das três repetições nos intermediários e osso simulado com aperto do parafuso da prótese unitária – cobertura cerâmica liga de Co-Cr com cilindro protético calcinável..... 118

Tabela 15 - Média, Desvio Padrão e Número de corpos de prova..... 118

Tabela 16 - ANOVA – One Way..... 119

Tabela 17 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05..... 119

Tabela 18 - Média, Desvio Padrão e Número de corpos de prova..... 120

Tabela 19 - Análise de Variância – N grupos pareados..... 120

Tabela 20 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05..... 120

Tabela 21 - Média, Desvio Padrão e Número de corpos de prova..... 121

Tabela 22 - ANOVA – One Way..... 121

Tabela 23 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05..... 122

Tabela 24 - Média, Desvio Padrão e Número de corpos de prova..... 122

Tabela 25 - ANOVA – One Way..... 123

Tabela 26 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05..... 123

Tabela 27 - Análise de Variância – N grupos pareados..... 124

Tabela 28 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05..... 124

Tabela 29 - Média, Desvio Padrão e Número de corpos de prova..... 124

Tabela 30 - Coeficiente de correlação de Pearson. Avaliação da infra-estrutura..... 125

Tabela 31 - Coeficiente de correlação de Pearson. Avaliação da cobertura cerâmica..... 125

Tabela 32 - ANOVA – One Way. Deformação do intermediário após teste da fundição..... 125

Tabela 33 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05..... 126

Tabela 34 - ANOVA – One Way. Deformação do osso após teste da fundição..... 126

Tabela 35 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05..... 126

Tabela 36 - ANOVA – One Way. Deformação do intermediário após teste da cobertura cerâmica..... 127

Tabela 37 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05..... 127

Tabela 38 - ANOVA – One Way. Deformação do osso após teste da cobertura cerâmica..... 127

Tabela 39 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05..... 128

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

g/cm^3	Gramas por centímetro cúbico
PdAg	Paládio-Prata
CoCr	Cobalto-Cromo
C	Canal do extensômetro
L	Comprimento inicial
∆L	Variação do comprimento
Ncm	Newton centímetro
ε	Tensão
με	Microstains
μm	Micrometros
μ	Micro
mm	Milímetros
ml	Mililitros
kgf	Kilograma força
mm/min	Milímetro por minuto
^{o}C	Grau Celsius
N	Newton
MPa	Mega Pascal
PU	Poliuretano
Ni	Níquel
Cr	Cromo
Co	Cobalto
Pd	Paládio
Ag	Prata
hPa	hectopascal
MB	Mega byte
REF	Referência
SG	Strain gauge
MHz	Mega hetz
CoCr c	Cobalto Cromo com cilindro protético calcinável
CoCr u	Cobalto Cromo com cilindro protético usinado

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 19
2 REVISÃO DE LITERATURA 25
3 PROPOSIÇÃO 83
4 MATERIAL E MÉTODOS 87
4.1 VALIDAÇÃO DO MODELO EXPERIMENTAL 89
4.1.1 Obtenção dos corpos de prova 89
4.1.2 Divisão dos grupos 90
4.1.3 Aplicação dos testes 91
4.1.4 Análise dos resultados 91
4.2 OBTENÇÃO DO MODELO EXPERIMENTAL 93
4.3 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA 96
4.3.1 Enceramento e inclusão dos corpos de prova 97
4.3.2 Sobrefundição dos corpos de prova 98
4.3.3 Acabamento das infra-estruturas 98
4.3.4 Etapas da cobertura cerâmica 100
4.4 CONSTITUIÇÃO DOS GRUPOS 101
4.5 FIXAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA 101
4.6 COLAGEM DOS EXTENSÔMETROS LINEARES ELÉTRICOS 103
4.7 REALIZAÇÃO DO TESTE 105
4.8 AQUISIÇÃO DOS DADOS 108
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO 111
5.1 RESULTADOS 113
5.2 DISCUSSÃO 128
6 CONCLUSÕES 137
REFERÊNCIAS 141
ANEXOS 151

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A relevância da osseointegração é atualmente bem compreendida na pratica odontológica atual. Os benefícios proporcionados aos pacientes que são submetidos ao tratamento com implantes vão desde a melhora na função mastigatória, na estética e até na qualidade de vida.

A reabilitação de pacientes com mandíbula completamente desdentada por meio de 5 a 6 implantes colocados na área da sínfise foi originalmente proposto por Branemark. Nos dias atuais, o protocolo original de Branemark sofreu modificações em sua abordagem permitindo assim o carregamento imediato. Neste contexto, a magnitude das tensões no e sobre o osso tem grande importância pois, estudos sobre a biomecânica tem demonstrado que altas concentrações de estresse podem levar a incapacidade de reparo das microfraturas e podendo levar a falha do implante (KOKAT et al., 2009).

“Osseointegração” é um termo definido como deposição direta de osso na superfície do implante em nível microscópico. Esta unidade funcional, capaz de transmitir forças oclusais para o osso alveolar é descrita também como “anquilose funcional”.

O implante dental depende do osso de suporte para sua estabilidade e longevidade funcional. O comportamento mecânico e a estrutura trabecular do osso afetam a interface com o implante. Tal conhecimento pode fornecer uma base para melhoramentos na função e desenho dos implantes atuais minimizando a reabsorção da crista óssea e falha na junção osso-implante (MISH et al., 1999).

O processo de osseointegração pode ser prejudicado por uma variedade de fatores que são referidos como falha precoce (relacionados com trauma cirúrgico no local do implante) ou falhas tardias (relacionados com o carregamento funcional dos Implantes) (HEITZ-MAYFIELD, 2004).

Obviamente, a osseointegração e a carga propriamente dita são dois dos mais importantes fatores determinantes para o sucesso do tratamento com implantes à longo prazo (KIM et al., 2009). Se o sucesso da osseintegração é alcançado, o

estresse sobre os implantes se torna um elemento crucial para o funcionamento do sistema prótese-implante-osso.

O estresse mecânico pode ter conseqüências positivas e negativas ao tecido ósseo e as forças oclusais podem atuar sobre os implantes orais em diferentes magnitudes podendo levar, em casos mais leves, a perda óssea marginal e, em casos mais graves, a perda da osseointegração (ISIDOR, 2006).

O assentamento passivo entre o retentor protético e o *abutment* tem sido extensivamente discutido num esforço de reduzir complicações biomecânicas no tratamento por meio de implantes dentais. O fenômeno de assentamento passivo se refere ao relacionamento ideal entre os componentes das próteses implanto-suportada onde uma tensão mínima é induzida em qualquer componente do implante na ausência de carga externa aplicada (AKÇA et al., 2009).

O sucesso ou a falha das próteses sobre implante tem como fatores críticos a incidência e a transferência de estresses mecânicos sobre os implantes e destes para o tecido ósseo adjacente. Muitas investigações esclarecem que estas forças correspondem a um nível de desajuste das infra-estruturas causadas por fatores como: técnica de moldagem e fidelidade do modelo de trabalho, tolerância de usinagem dos componentes fornecidos pelos fabricantes e fidelidade dos processos laboratoriais para a confecção da prótese (KARL et al., 2008).

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., 2001).

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., 2001; MENDES, 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; NAERT, 2002). Aos olhos da tecnologia odontológica contemporânea usada na fabricação das infra-estruturas concluiu-se que um assentamento absolutamente passivo não pode ser obtido (SAHIN; ÇEHRELI, 2001).

Do ponto de vista biomecânico 70% do osso presente nos maxilares resistem às forças funcionais e a taxa de sobrevivência dos implantes esta diretamente relacionada à densidade óssea (SAHIN et al., 2002).

Segundo Frost (2004), cinco de níveis de tensão se correlacionam com diferentes níveis de carga sobre o osso: 1 - desuso, reabsorção do osso, 2 - carga fisiológica, homeostase, 3 - sobrecarga, aumento na massa óssea, 4 - sobrecarga patológica, dano irreversível no osso e 5 - fratura.

Já que osso é um tecido vivo e responde ao estresse que atua no conjunto, a avaliação da deformação a que esta região estaria sujeita em próteses parafusadas nos dá parâmetros do comportamento ósseo em uma prótese com assentamento passivo.

É essencial que tanto o tecido ósseo como os implantes sejam submetidos somente a forças às quais estão aptos a suportar (SKALAK,1983). A qualificação e quantificação destas forças sobre os implantes e ao osso de suporte são fundamentais para o entendimento do comportamento *in vivo* destes dispositivos.

Quando estudamos a biomecânica, modelos laboratoriais são utilizados para predizer os efeitos da geometria dos implantes, desenho da prótese, tipo de carregamento e distribuição das tensões para a região peri-implantar. Neste sentido a utilização de um modelo com propriedades mecânicas semelhantes ao do osso trabecular permitiria extrapolar os resultados encontrados permitindo assim o entendimento dos fenômenos biomecânicos que ocorrem ao redor do osso peri-implantar.

Sabe-se também que toda força aplicada sobre a prótese implanto suportada é transmitida diretamente para o tecido ósseo adjacente aos implantes. A magnitude destas forças transmitidas ao tecido ósseo e a sua relação com a teoria de Frost ainda são desconhecidas, sendo de fundamental importância para o planejamento e

execução do tratamento com prótese sobre implantes, a mensuração dos valores de tensão gerada no osso adjacente (SUEDAM, 2009).

Desta forma a correta quantificação das forças que atuam sobre o sistema de implante e principalmente no osso de suporte ao qual ele esta inserido é importante para o entendimento da biomecânica possibilitando que intervenções possam ser realizadas pelos profissionais visando assim à longevidade das próteses implanto-suportadas bem como dos implantes que as sustentam.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

Skalak 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 subseqüente, 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 fornece 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 aplicado a ele. Por esta razão é aconselhável o uso de materiais que absorvam o choque, tal como a resina acrílica.

Rangert; Jemt; Jörneus, 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 infra-estrutura 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 reposto. 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.

Jemt (1991), realizou um trabalho que tinha como proposta identificar os problemas e complicações relacionadas ao tratamento protético de pacientes que receberam próteses fixas implanto-suportadas 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 requereu 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 significante. 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 fístula, hiperplasias e inflamações estavam relacionadas a 1.7% dos implantes, quatro fístulas estavam relacionadas 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 era fácil de ser resolvida.

Jornéus; Jemt; Carlsson, 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^{o} 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., 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^o , 15^o e 20^o. 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^o de inclinação gerou um arranjo simétrico do padrão das franjas. Para o pilar com 15^o 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^o 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 s*train 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^o foi 0,512 ± 0,007 e o estresse de tração foi de 0,339 ± 0,005, para o pilar de 15^o compressivo 0,869 ± 0,029 e tração 0,419 ± 0,004 e para o pilar de 20^o compressivo 0,975 ± 0,061 e tração 0,484 ± 0,033. Os testes estatísticos revelaram diferenças entre as três angulações com relação à deformação por compressão e diferença entre o pilar de 0^o entre 15^o ou 20^o. Não houve diferenças entre os pilares de 15^o e 20^o. O estresse compressivo quase dobrou, no lado do implante oposto à carga aplicada, com as angulações variando de 0^o ate 20^o. 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.

Em 1994, Burguete et al. estudaram as características de apertamento para juntas parafusadas em implantes dentais osseointegrados. A significância do apertamento dos parafusos dos *abutment*s e cilindros de ouro dos implantes com torque correto é demonstrada, e o relacionamento simples entre o torque aplicado e pré-carga no parafuso é derivado pelo uso de princípios de engenharia. Os princípios de de um número de métodos de apertamento são destacados e são feitas avaliações de sua fidelidade. Diferenças entre torque ótimo e design de torque são destacadas. A necessidade e meios para se alcançar torque ótimo para garantir uma junção confiável na pratica clínica é discutida. A importância de considerar cada junção separadamente tem sido destacada, e a influencia e detecção de desajustes entre os componentes são considerados. Tem sido sugerido que o desenvolvimento de um dispositivo de torque apropriado baseado no método torque/ângulo controle é necessário.

Em 1994, Frost realizou uma revisão da literatura que visava dar subsídios sobre a influencia mecânica sobre o tecido ósseo vivo. Ele afirmou que a unidade celular básica, baseada na remodelação óssea pode levar a remoção ou a conservação do osso, mas não pode acrescentar mais osso à estrutura. A diminuição do emprego mecânico resulta em perda de osso próximo a medula, já o uso normal e vigoroso resulta na conservação óssea. A modelação óssea por reabsorção e a formação por migração pode adicionar osso e reformar a trabécula e o osso cortical para fortalecê-los, mas coletivamente eles não removem osso. Onde a tensão no osso estiver abaixo de 50 με (*micro strain* – unidade de deformação) se observam os efeitos do desuso. Entre 50 με e 1500 με ocorre o equilíbrio (remodelação óssea) e se a deformação ultrapassar 1500 με, a modelação óssea pode ocorrer. Deformações acima de 3000 με podem gerar reabsorção. Já a tensão de fratura do osso está em torno de 25000 με.

Yanase et al., 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., 1994) 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 sugiram 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., 1994), 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., 1984), 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 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., 1994), 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 critica 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., 1994) 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; Nilsson, 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; Parks, 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 significante. Os maiores estresses foram encontrados no terço médio de cada implante com um mínimo de estresse visto nas regiões apicais e cervicais.

Benzing; Gall; Weber, 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 razoes 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 µm/m) e as menores tensões foram encontradas no implante da tuberosidade esquerda (implante 6, distal: 31 µm/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 µm/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.

Segundo Duncan e Turner (1995) a transdução mecânica desempenha um papel crucial na fisiologia de muitos tecidos, inclusive o ósseo. O processo de transdução mecânica pode ser dividido em 4 partes: 1) estimulação mecânica, em que as forças mecânicas provocam deformação celular; 2) estimulação bioquímica, em que enzimas são produzidas; 3) transmissão de sinal, através de osteoblastos, osteócitos e células da linhagem óssea; e 4) resposta celular, dependente da magnitude, duração e taxa da carga aplicada. Quatro janelas de uso mecânico ficaram definidas pela teoria mecanostática sendo que cada janela é separada por uma tensão efetiva mínima (TES). Na janela de desuso, as tensões são baixas e o osso é perdido por causa do aumento da remodelação. Na janela fisiológica, o osso está em seu estado normal e o balanço ósseo é mantido. Na janela de sobreuso, há uma deposição de osso lamelar sobre a superfície óssea por causa do aumento da modelação. Na janela de sobre carga patológica, osso trançado é adicionado a superfície óssea para reparar a reação. Desta forma, os efeitos do carregamento mecânico são dependentes de fatores como magnitude, duração e taxa de carga aplicada. Carga de longa duração e amplitude mais baixa tem o mesmo efeito na formação óssea que carga de curta duração e amplitude alta, assim sendo, o carregamento deveria ser cíclico para estimular a formação de osso novo.

Isa; Hobkirk, 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., 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; Leung, 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., 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 esperada 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., 1995, descreveu os principais métodos de para investigação e análise biomecânica: análise de Elemento Finito, Análise de Birrefringência (fotoelasticidade), 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; Larsen, 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 significante entre os dois grupos de próteses; a avaliação radiográfica não quantitativa não revelou diferença estatisticamente significante entre os dois grupos de próteses; análises de resposta óssea incluindo porcentagem de osseointegração e área óssea não revelaram diferença estatisticamente significante 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 altera a osseointegração.

Carr; Brunski; Hurley, 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 significantemente 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 significantemente 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 significantemente diferente. O acabamento e polimento fizeram uma diferença significante 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; Hobkirk, 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 secionadas 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; Gilat, 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 próximas 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 utilizadas 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; Hobkirk, 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 30µm; 4. Uma carga vertical de 50N sobre o cantilever fechou as fendas de até 110µm localizadas no pilar distal; 5. Os achados de vários estudiosos que usam os modelos matemáticos são largamente suportados.

Tashkandi et al. em 1996, realizaram um trabalho que visou avaliar os efeitos do comprimento do cantilever na distribuição de carga ao redor dos implantes. Um modelo experimental desenvolvido com um segmento de osso bovino recebeu três implantes distribuídos em linha reta. Uma infra-estrutura foi fabricada com liga de ouro para permitir o carregamento axial em distâncias pré determinadas. Seis *strain gauges* posicionados em locais estratégicos para que as tensões fossem gravados durante o experimento. Forças de 10 e 20 libras foram aplicadas cinco vezes em cada localização para determinar reprodutibilidade dos *strain gauges*. Três fatores principais foram examinados: valor da carga, distância do *cantilever* e seis *strain gauges*. Todos os três fatores e suas interações indicaram diferenças estatísticas significantes. A tensão máxima ocorreu quando a carga de 20 libras foi aplicada. Para o comprimento do *cantilever* as distancias 5 e 10 mm e 20 e 25 mm não apresentaram diferenças estatísticas significantes. Estes dados levaram os autores a concluir que a tensão máxima ocorreu ao redor do ápice do implante mais distal quando este ápice estava em contato com a cortical óssea. Existiram diferenças entre a tensão máxima que ocorreu em todos os *strain gauges* quando o *cantilever* foi aumentado de 5 até 25 mm. A magnitude da tensão aumentou com o aumento da carga de 10 para 20 libras.

Clelland; Meade, 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 significante 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.

Em 1997, Ichikawa e colaboradores realizou um estudo *in vitro* que objetivou investigar a influencia da qualidade óssea na distribuição de estresse em dois modelos de interface implante-osso. Foi construído dois modelos experimentais, um simulando osso compacto e outro simulando osso trabecular. Para realização do trabalho foi fixado um implante no centro de cada modelo e sobre ele um *abutment* de titânio com uma infra-estrutura de ouro. Um *strain gauge* foi colocado perpendicular ao implante na superfície do modelo. Medições de aceleração vertical e carga de impacto foram realizadas e os resultados mostraram que padrões típicos

de aceleração do *abutment* e tensões na superfície foram mostrados. Aceleração do *abutment* e tensões na superfície diminuíram rapidamente com o avanço do tempo no modelo hibrido quando comparado com o modelo de resina. Aceleração do *abutment* no modelo de resina foram menores que no modelo hibrido. No modelo híbrido, a tensão diminuía com o local do carregamento movido para próximo do *strain gauge*. A influência dos locais de carregamento nas tensões no bloco de resina foi maior que no modelo hibrido. Isto indica que o estresse oclusal em osso compacto pode ter a tendência de concentrar em região particular.

Em 1997, Lindh et al. realizaram um estudo que teve por objetivo examinar a possível correlação entre a densidade mineral e o volume ósseo trabecular na mandíbula de indivíduos autopsiados. A densidade mineral do osso trabecular foi obtida por tomografia computadorizada de vinte e duas secções anterior e posterior de nove mandíbulas. Um sistema de análise de imagem foi usado para medir morfometricamente o volume do osso trabecular derivado de radiografias de contato. Uma correlação significante foi encontrada entre volume ósseo trabecular e densidade mineral óssea e o volume ósseo trabecular variou significantemente entre e dentro das mandíbulas.

Usando análise de elemento finito tridimensional Sertgöz, 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; Havthoulas, 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 espaçados entre os forames mentonianos. Pilares trans-mucosos de 5 mm formam 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 foi associado 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.

Para estudar as propriedades mecânicas do osso mandibular, Mish; Qu e Bidez (1999) realizaram um trabalho onde tentaram estabelecer uma relação entre a densidade, o módulo de elasticidade e a força compressiva final do osso trabecular de mandíbulas humanas. Para a confecção dos corpos de prova foram utilizadas nove mandíbulas humanas frescas com idade variando de 56 e 90 anos. Estas mandíbulas foram seccionadas na linha media e depois separadas em mais três regiões: anterior (incisivos e caninos), média (pré-molares), e em secções distais (molares). De cada região foi obtida duas placas horizontais e de cada placa dois espécimes cilíndricos com 5 mm de diâmetro por 5 mm de altura, obtendo assim 76 espécimes do osso trabecular com medula óssea *"in situ",* que foram preparados e testados com compressão no sentido vertical. Nenhuma diferença estatística entre os espécimes desdentado, parcialmente desdentado ou dentado. Estes testes foram executados a uma taxa constante de tensão e sem a presença das placas corticais. Os valores de densidade para o osso trabecular sofreu uma variação de 0.85 a 1.53 g/cm^3, com um valor médio de 1.14 g/cm^3 (DP = 0.15). Os resultados de módulo de elasticidade variaram entre 24.9 a 240.0 MPa, com um valor médio de 96.2 MPa (DP = 40.6) quando as placas corticais estavam presentes e de 3.5 a 125.6 MPa, com um valor médio de 56.0 MPa (DP = 29.6) sem elas. A força compressiva final do osso trabecular variou de 0.22 a 10.44 MPa, com um valor médio de 3.9 MPa (DP = 2.7). A resistência à compressão foi significantemente maior na região anterior da mandíbula quando comparado com as outras regiões. Estes resultados indicaram diferenças regionais nas propriedades mecânicas do osso mandibular. A região anterior tem maior densidade óssea trabecular que também se correlaciona com uma maior resistência a compressão e módulo elástico quando comparados com outras regiões. A presença ou ausência das placas corticais influencia o módulo de elasticidade do osso.

Através de um programa de análise de elemento finito Rubo et al., 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., 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 esqueletal 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 ± 29.8 µm; cimentada antes = 45.0 ± 29.1 µm). Após o apertamento dos parafusos, o grupo com as próteses parafusadas fechou as margens em média de 65% com uma abertura média de 16.5 ± 8.1 µm, que foi estatisticamente diferente de todos os outros grupos. Sobre a cimentação, as restaurações mostraram uma fraca tendência de abertura o que foi não significante estatisticamente (cimentada antes = 45.0 ± 29.1 µm; cimentada depois = 49.1 ± 26.3 µm). 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.

Hollweg, 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.

Janson, 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.

Em 2000, O'mahony et al. realizaram um estudo que teve como objetivo determinar os valores do modulo de elasticidade do osso trabecular de arcos desdentados e relaciona-los com densidade óssea e fração de volume ósseo. As amostras foram retiradas de mandíbulas desdentadas frescas nas quais foram realizados cortes paralelos em torno de 4-5 mm. Destes cortes, sete amostras foram obtidas e testadas de forma não destrutiva em três direções para se obter o módulo de elasticidade. As amostras incluíam osso trabecular da região de incisivos caninos e pré-molares. O módulo de elasticidade foi determinado pelo teste de compressão e se mostrou maior em direção mesio-distal, seguido pelo vestíbulo-lingual e ínfero-superior. O osso trabecular em mandíbula desdentada mostrou ser isotrópico transversalmente. A qualidade do osso foi extremamente variável dentro de uma mesma mandíbula. Estes achados permitem um delineamento mais fiel de modelos experimentais para estudos futuros relacionados com a biomecânica das próteses implanto-suportadas.

Watanabe et al., 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 perpendiculares 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 → 1 →3 foram menores que outras ordens 1 → 2 →3 ou 1 → 3 → 2. Para o experimento 2, diferenças na magnitude de tensão foram atribuídas 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 με, o método de soldagem 154 με, fundição em peça única 366 με e o método de fundição única com seccionamento e nova soldagem 737 με. 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., 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 causou problemas clínicos relevantes no período de avaliação dos pacientes.

Giesen et al. em 2001, realizaram um estudo que tinha como finalidade as propriedades mecânicas do osso trabecular do côndilo mandibular em diferentes direções e correlaciona-los com sua densidade. Espécimes cilíndricos de osso trabecular foram obtidos do côndilo de cadáveres humanos e conservados em solução contendo água, álcool, glicerina e formol. Com relação aos espécimes dois grupos foram formados: um grupo axial (espécimes obtidos em direção supero-inferior) e um grupo transverso (espécimes obtidos em direção médio-lateral). Os espécimes foram submetidos ao teste mecânico compressivo destrutivo uniaxial. Os resultados mostraram que as propriedades mecânicas do osso apareceram ser altamente anisotrópicas. Os parâmetros de densidade não diferiram entre os dois grupos. Foi encontrado diferenças nas propriedades mecânicas dentro do mesmo côndilo quando se comparou o grupo axial e o grupo transverso. No carregamento axial, o osso trabecular foi 3.4 vezes mais duro e 2.8 vezes mais forte a falha quando comparado com o carregamento transverso. Coeficientes altos de correlação foram encontrados entre as propriedades mecânicas estudadas e entre elas e a densidade aparente e fração de volume.

Geng; Tan; Liu, 2001, fizeram uma revisão da 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 significante 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., 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 & Souza, 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; Çehreli, 2001, em seu artigo falaram sobre a importância do assentamento passivo das infra-estruturas em próteses implanto-suportadas. Afirmaram que durante as três ultimas 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 protesta 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; Naert, 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., 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 pôntico 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%.

Na tentativa de elucidar as principais causas de perda óssea precoce ao redor dos implantes Oh et al. em 2002 em sua revisão abordou fatores como trauma cirúrgico, sobre carga oclusal, peri-implantite, *microgap* entre o *abutment* e o implante, formação do espaço biológico e desenho do pescoço do implante. Ficou demonstrado na sua revisão que o estresse se concentra na região da crista óssea ao redor dos implantes. Se algum tipo de força excessiva está presente após o carregamento da prótese inicia-se a perda óssea nesta região. Tem sido observado que a densidade óssea também afeta a quantidade de perda óssea e com o carregamento progressivo dos implantes esta densidade aumentaria. O estabelecimento do espaço biológico dos implantes também poderia contribuir para a perda óssea precoce ao redor dos implantes. Percebe-se também que a formação do espaço biológico está relacionada à localização do *microgap* e a localização da superfície lisa/rugosa do pescoço do implante os quais seriam causas contribuintes para a perda óssea precoce da crista. Na opinião dos autores, trabalhos randomizados são necessários para determinar o verdadeiro mecanismo de perda óssea precoce.

Sahin et al. em 2002, realizou uma revisão focado na influência das forças funcionais na biomecânica das próteses implanto-suportada. Dentre as várias variáveis estudadas tivemos efeitos biológicos da localização e magnitude das forças aplicadas, forças oclusais seguido do tratamento com implantes, efeito do tipo e material da prótese e suporte, qualidade óssea e propriedades da interface osso-implante, carregamento imediato dos implantes e métodos de engenharia usados para avaliar a biomecânica dos implantes. Após a revisão destes tópicos os autores chegam à conclusão de que a falta de estudos na biomecânica dos implantes associado com a biologia óssea tem, de várias formas, levado a interpretação insuficiente de uma grande coleção de dados clínicos coletados nas ultimas três décadas. De acordo com o conhecimento atual os resultados do tratamento com implantes podem ser melhorados quando se toma cuidados como colocação de implante em osso denso, aumento do diâmetro e numero dos implantes, colocação dos implantes de forma a reduzir momentos de força e implantes suportando prótese fixa.

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, Goossens, 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 significantemente 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 & Eckert, 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 quatro 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 significante na dimensão da fenda nos pontos de referência individual e uma diminuição significante 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 significante 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 significante das fendas quando as próteses foram carregadas na porção anterior; 3 – o assentamento não mostrou mudança significante quando as infra-estruturas foram carregadas unilateral ou bilateralmente na região posterior dos *cantilevers*.

Iplikçioglu et al., 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 conseqüência 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 significantemente 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.

Mendes, 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 με a -142,709 με e para as infra-estruturas com liga de Paládio-Prata, variaram de 114,085 με até 54,953 με. Na segunda fase do experimento, na qual as infra-estruturas foram secionadas e soldadas antes dos testes, os valores para a liga de Cobalto-Cromo variaram de 24,1754 με até – 320,852 με e para a liga de Paládio-Prata variaram de 19,1794 με até – 193,127 με. 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; Gunne, 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.

Bozkaya et al. 2004, realizou um trabalho que teve por objetivo investigar os efeitos da geometria externa e magnitude da carga oclusal no modo de falha óssea causados por cinco sistemas de implantes disponíveis comercialmente. Para eles o contorno externo de ou implante e a magnitude do carregamento oclusal pode ter efeito significante sobre as características de transferência de carga podendo resultar em diferentes taxas de falha óssea para os diferentes tipos de sistemas de implantes. Foram testados cinco sistemas de implantes comparáveis em tamanho, mas diferentes com relação ao perfil da rosca formato da região cristal, foram

comparados usando elemento finito. Foi assumido que a qualidade do osso era tipo II e completa osseointegração. Cargas oclusais variando de 0 a 2000 N nos *abutments* de próteses unitárias com uma inclinação de 11,3 graus com relação ao eixo vertical com 1 mm de deslocamento. Os resultados mostraram que para níveis moderados de carga (até 300 N), o osso compacto não foi sobrecarregado em nenhum dos sistemas utilizados. Em cargas acima de 1000 N característica de sobrecarga dos implantes mostrou ser dependente da forma geométrica dos implantes. A sobrecarga ocorreu próximo à região superior do osso compacto e foi primariamente causada pelos componentes normal e lateral das forças oclusais. Na região de interseção entre o osso compacto e o osso trabecular a sobrecarga ocorreu primariamente por causa do componente vertical da carga oclusal.

Eisenmann et al., 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., 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 poliéter 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 significantemente 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.

Em 2004, Heitz-Mayfield realizou um experimento que teve como proposta avaliar o efeito da carga oclusal excessiva em implantes bucais de titânio na ausência de infecção peri-implantar. Um modelo animal foi usado e sua mandíbula foi preparada para receber quatro implantes de cada lado (dois com superfície de plasma e dois jateados e com ataque ácido) formando o grupo teste e três o grupo controle. Para simular a carga excessiva coroas de ouro foram feitas com contato supra oclusal e colocadas no lado teste. O lado controle não recebeu coroas para não ter nenhum contato durante a mastigação. As mensurações iniciais foram realizadas no dia que as coroas foram colocadas no lado teste e oito meses após esta data. Os resultados mostraram que os implantes após oito meses de carregamento oclusal excessivo junto com um controle de placa estavam clinicamente estáveis e com os tecidos peri-implantares saudáveis. Todos os implantes estavam histologicamente osseointegrados e não exibiam perda óssea marginal radiograficamente. Mudanças pequenas nos níveis ósseos peri-implantares, avaliados radiograficamente, foram observadas aos oito meses, as quais podem ser atribuídas ao processo de remodelação óssea seguido da instalação do implante. Não existiram diferenças entre os implantes carregados e o grupo controle com relação à porcentagem de densidade do osso mineralizado em contato com o implante e 1 mm distante dele. Quando a superfície do implante era

tratada com spray de plasma ou com ataque ácido os resultados comparados não mostraram diferenças estatísticas, foi observado um suave aumento na porcentagem de osso mineralizado em contato com o implante com superfície com ataque ácido no grupo controle. Diante destes resultados, os autores concluíram que na presença de saúde peri-implantar, o carregamento oclusal excessivo por oito meses dos implantes de titânio, não resultou em perda da osseointegração ou perda marginal óssea quando comparados com implantes não carregados.

Karl et al., 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 as 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 similares 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 pônticos. Nas próteses cimentadas, no inicio do procedimento de cimentação foi aplicada uma força de 200 N sobre os pônticos 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 significante foi observada. Não existiu também diferença estatisticamente significante 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.

Akça et al. em 2005, avaliaram as tensões no tecido ósseo ex vivo ao redor de implantes imediatos suportando *overdentures* imediatas. *Strain gauges* do tipo roseta foram colados no osso vestibular da região anterior da maxila em quatro cadáveres humanos completamente desdentados. Os valores de torque de instalação (ITV) e a análise de freqüência de ressonância (RFA) foram medidos. *Overdentures* foram fabricados para cada cadáver com células de carga na região dos primeiros molares para realização dos experimentos de carga controlada. Os valores de ITV não espelham os de RFA. Os RTVs dos implantes foram suavemente menores que os ITVs, não havendo qualquer correlação entre eles. Para todos os implantes, as tensões axiais foram de natureza compressiva e as forças laterais foram de tensão. As tensões axiais absolutas foram maiores que as induzidas em direção lateral, particularmente para os implantes distais. As tensões ao redor dos implantes estavam abaixo de 50 με sob uma carga de 50 N, enquanto existiu uma tendência ao aumento com cargas maiores. Os valores de tensão absolutos em direção axial ao redor do implante mais posterior variaram entre 100 e 550 με sob uma carga de 50-100 N, sendo que, as tensões axiais e laterais nos implantes

posteriores de ambos os lados foram maiores que nos implantes anteriores sob todas as cargas. Os autores concluíram que como a força oclusal em humanos tem a tendência de diminuir por causa de fatores com a idade, as tensões máximas ao redor dos implantes imediatamente carregados suportando *overdentures* estejam dentro de níveis fisiológicos.

Cehreli et al. em 2005, comparou em seu trabalho as tensões em tecido ósseo ex vivo ao redor de dentes naturais e implantes imediatos suportando próteses unitárias e multi-elementos. Na cortical vestibular da maxila de dois cadáveres foram colados seis *strain gauges* referentes a região entre os caninos. Inicialmente os dentes naturais foram carregados através de um *splint* oclusal, no qual existiam células de carga, em relação central. As medições das tensões foram realizadas sob uma carga máxima de 100 N, simultaneamente monitorados por um computador ligados a um sistema de captação de dados. Após as extrações dos dentes anteriores, implantes com Ø 4,1 mm e Ø 4,8 mm foram colocados em seus alvéolos. Foram medidos nesta fase o valor de torque de instalação (ITV) e a análise de freqüência de ressonância (RFA). As medições de tensão foram medidas para prótese unitária, prótese de três elementos e prótese total. E após resina acrílica autopolimerizável foi injetada nos alvéolos para simular a osseointegração. Os resultados mostraram que as microtensões foram comparáveis entre si. Tensões mais baixas foram encontradas para os implantes na região dos incisivos quando comparados com os dentes naturais, na região dos caninos foram comparáveis ou maiores quando comparados com dentes naturais. Para todos os grupos as tensões na região dos caninos foram mais altos que na região dos incisivos. O RFA apresentou valores similares e o ITV na região dos implantes de caninos e incisivos laterais foram similares e maiores que na região dos implantes dos incisivos centrais. A partir destes resultados pode ser concluído que o osso marginal vestibular não tendo contato com implantes imediatos pode apresentar gradientes de tensão dentro dos níveis fisiológicos para deformação do osso sobre carga. Embora um desenho protético não tenha mostrado vantagens claras sobre o outro, a esplintagem dos implantes pode ser considerada uma medida segura para implantes imediatos com carga imediata.

Helldén; Ericson; Olsson, 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., 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 na 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 táctil 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 significante 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 compradas 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 significante das tensões após a aplicação de cerâmica. Para as próteses cimentadas sobre os cilindros, uma diminuição significante 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., 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 analisados 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 significante. 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 significante 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.

Vasconcelos, 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.

Em 2006, Cehreli et al. realizou um experimento em cadáveres que visou quantificar as tensões ao redor do coágulo de implantes imediatamente carregados em alvéolos de dentes recém extraídos. Para a realização do trabalho, foram extraídos primeiro e segundo pré-molares de um cadáver e inseridos nos alvéolos implantes de 4.1 Ø X 12 mm de comprimento. Foram colados *strain gauges* na cortical óssea vestibular e lingual para medir as deformações ósseas. Foi construído um *coping* metálico para que forças de 25 a 100 N fossem aplicadas sobre os implantes. Os resultados não demonstraram correlação entre o valor de torque de inalação (ITV) e coeficiente de estabilidade do implante (ISQ). O aumento da carga de 20 até 100 N aumentou a tensão ao redor do implante #4 embora as tensões com 50 e 75 N tenham sido similares. Ao redor do implante #5 a tensão também aumentou com o aumento da carga, no entanto as diferenças nas tensões entre 25 e 50 N, 25 e 75 N e 50 e 75 N foram insignificantes. Avaliações comparativas revelaram também que as tensões dentro do coagulo ao redor do implante #4 foram maiores que as do implante #5. Considerando que a interface implante-osso mostrou

tensões mais altas que aquelas dentro do defeito, isto poderia ser desejável clinicamente embora não explique a base biomecânica da diferenciação tecidual.

Herckmann et al., 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 µm/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.

Procurando avaliar a influencia das forças ao redor do osso peri-implantar, Isidor em 2006 realizou uma revisão onde abordou tópicos relacionados com as conseqüências da carga no osso ao redor de implantes osseointegrados. De acordo com o autor o osso da maxila e mandíbula, bem como o do corpo sofre uma adaptação de acordo com a carga aplicada. Tem sido demonstrado, por exemplo, que o osso é mais denso ao redor de implantes carregados mecanicamente quando comparados com implantes que não receberam cargas. O remodelamento a nível celular do osso ocorre através de um equilíbrio entre osteoclastos (reabsorve matriz calcificada) e osteoblastos (sintetizam nova matriz óssea). A carga oclusal durante a cicatrização inicial pode causar micro-danos no osso ao redor dos implantes, já carga de mesma magnitude pode não causar os mesmos danos após a cicatrização e adaptação do osso. Ele afirma ainda, que é difícil quantificar clinicamente a magnitude e direção das forças oclusais que ocorrem naturalmente o que torna difícil fazer um correlacionamento com as falhas dos implantes. O conhecimento que se tem sobre o assunto é pequeno e está restrito a estudos experimentais em animais, o que dificulta as conclusões definitivas. Estudos em animais, tem demonstrado que a sobrecarga oclusal pode resultar em um aumento da perda óssea marginal ao redor dos implantes o que contrasta com estudos clínicos onde foi observado a perda óssea marginal em áreas de estresse relativamente alto, mas o relacionamento causal com a sobrecarga não pode ser estabelecido.

Karl et al., 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. Moldeiras 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 µm/m e SG distal 89 µm/m, grupo 2 SG mesial 302 µm/m e SG distal 197 µm/m, grupo 3 SG mesial 458 µm/m e SG distal 268 µm/m, grupo 4 SG mesial 269 µm/m e SG distal 52 µm/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., 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 nos quais quatro implantes (Defcon®, Impladent – Barcelona, Espanha) foram inseridos na região entre os foramens 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 6º, 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 é feita 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., 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.

Karl et al. em 2008, realizou um estudo que tinha como proposta medir o desenvolvimento de tensão em prótese parcial implanto-suportada parafusada e

cimentada usando a técnica de *strain gauges*. Implantes foram fixados em um modelo que representou uma situação clínica real com *strain gauge* fixado nas faces mesial e distal a estes implantes e nos pônticos das infra-estruturas. Foram confeccionadas próteses parafusadas e cimentadas de três e cinco elementos e estas compradas entre si. Os valores médios de tensão para os quatro grupos foram diferentes e variaram de 26.0 até 637.6 µm/m. Quando se comparou os quatro grupos nenhuma diferença estatisticamente significante foi encontrada tanto para o tamanho da infra-estrutura como pra o tipo de fixação. Estes resultados levaram os autores a concluir que o tamanho da prótese e o tipo de retenção têm uma influência pequena no desenvolvimento de tensão nas próteses fixas implanto-suportada.

Em 2009, Akça e colaboradores realizaram um experimento que teve como objetivo avaliar o efeito de prótese implanto-suportada parafusada e cimentada e duas técnicas de moldagem sobre as tensões a nível ósseo ao redor dos implantes. No experimento foi utilizada a fíbula de cadáveres frescos onde foi colocados dois implantes com 4.1 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento. As próteses foram fabricadas levando-se em consideração a técnica de moldagem utilizada e a forma de retenção (parafusada ou cimentada). Após o posicionamento das próteses sobre o modelo experimental, foram submetidas a uma carga estática de 150 N. As forças captadas pelos extensômetros foram similares entre as próteses com retentores diferentes e entre as técnicas de moldagem levando os autores a concluir que nem o desenho da prótese nem a técnica de impressão influenciaram na tensão gerada a nível da crista óssea.

Bonnet; Postaire e Lipinski em 2009 realizaram um trabalho para estudar o comportamento biomecânico de prótese implanto-suportada “all on four” através de análise de elemento finito usando propriedades isotrópicas e anisotrópicas do osso. Um modelo de elemento finito tridimencional foi criado a partir de uma tomografia computadorizada. Os resultados mostraram diferenças significantes no estresse, tensão quando se comparou modelos isotrópicos e ortotrópicos. A região de molar mostrou ser mais críticas no desenvolvimento de estresse e tensão, para os implantes, infra-estrutura e osso perimplantar. Foi verificado que a inclinação do implante aumentou o estresse gerado no osso. Concluíram que o modelo de elemento finito com osso isotrópico é de fundamental importância para as

simulações numéricas, e que o modelo de prótese suportada por quarto implantes (“All-on-four”) deve ser revisado.

Jacques, 2009, 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.

No experimento de Kim et al. realizado em 2009 foi avaliado o carrregamento axial de próteses parcial implanto-suportada e a geração de momentos de torção quando se usava compósito reforçado por fibra na cobertura destas próteses. As medições foram realizadas com auxílio de strain gauges que foram colados nas faces laterais de um intermediário modificado especialmente para este fim. Três mulheres voluntárias receberam implantes na mandíbula e após doze meses participaram dos experimentos. Três grupos de próteses foram avaliadas: grupo com prótese de ouro, grupo com prótese metalo-cerâmica e grupo com Tescera™. As próteses com cobertura de Tescera™ apresentou os maiores valores de momento de torção embora nenhuma diferença estatística tenha sido encontrada entre os grupos. Foi mencionado ainda que o método usando strain gauge colados ao abutment podem ser considerados mais confiáveis não permitindo a fuga de dados. Os

autores concluem que o compósito reforçado por fibras é uma opção para a cobertura as próteses implanto-suportada.

No experimento realizado por Kokat et al. em 2009, os autores procuraram qualificar e quantificar as forças ao redor de implantes imediatamente carregados com prótese fixa implanto suportada variando o número de implantes. O experimento foi realizado utilizando-se extensômetros colados na cortical óssea mandibular de cadáveres recentes. Próteses fixas totais foram fabricadas suportada por três, quatro e cinco implantes. Cargas de 100 N foram aplicadas para simular a carga oclusal. O quociente de estabilidade dos implantes variou de 42,12 até 145,67 Ncm. Os resultados mostraram que os valores de tensão mais alto foram gravados pela prótese suportada por três implantes, seguido pelo de quatro e cinco implantes respectivamente. Este resultado permitiu que os autores concluíssem que as tensões no osso foram maiores nas próteses suportadas por três implantes seguidos pelos de quatro e cinco implantes e que isto poderia levar nos implantes de suporte.

Em um estudo realizado em 2009, Moretti Neto et al. avaliou a deformação causada no intermediário de prótese implanto-suportada quando cilindros protéticos foram parafusados sobre eles. O resultado desta deformação poderia dar idéia de qual seria a deformação aceitável quando se considera uma infra-estrutura com assentamento passivo. Para realizar o estudo, foi confeccionado um modelo mestre cilíndrico em aço que na sua parte superior foram fixados cinco réplicas de implantes de hexágono externo com 3,75 mm de diâmetro. Sobre estas réplicas foram parafusados cinco abutment standart com dois extensômetros colados em sua superfície externa de forma oposta. Cilindros usinados de PdAg e fundidos de CoCr foram parafusados sobre os abutments as deformações foram medidos para verificar a deformação em cada local. Os valores de deformação dos abutments quando seu parafuso era apertado variou de -127.70 até -590.27 με. A deformação medida quando os cilindros protéticos de PdAg foram apertados sobre os abutments foi de +56.90 até -381.50 με (173.30 με) e de -5.63 até -383.86 με (200.74 με) para os cilindros de CoCr não existindo diferença estatística significante entre os dois grupos. Os autores concluíram que o apertamento do parafuso tanto do intermediário quanto do cilindro protético induziu deformação do abutment sendo forças compressivas as mais encontradas.

Suedam (2009) realizou um experimento como objetivo de verificar a deformação gerada na região peri-implantar de prótese parcial fixa mandibular. Para isto foi utilizado um modelo de poliuretano em forma de U simulando o osso mandibular com dois implantes hexágono externo de 3,75mm de diâmetro por 13mm de comprimento, nos quais foram fixados intermediários multi-unit. O trabalho apresentou dois grupos divididos de acordo com o tipo de liga das infraestruturas (CoCr ou PdAg) os quais foram submetidos a quatro situações de aplicação de carga. Foram aplicadas forças de 300N, nos pontos de referência pré-determinados na barra entre os implantes e na extremidade livre (5mm, 10mm e 15mm de cantilever). Foram realizadas leituras das deformações geradas na distal, lingual, mesial e vestibular de cada implante, com o uso de extensômetros lineares elétricos, as quais foram correlacionadas com a teoria de remodelação óssea proposta por Frost. Os resultados do estudo demonstraram que a deformação é influenciada pelo ponto de aplicação de carga e pelo módulo de elasticidade da liga da barra. A deformação é diretamente proporcional ao comprimento do cantilever, onde comprimentos maiores do que 10mm provocam tensões que superam a tensão máxima fisiológica proposta pela teoria de Frost.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Assim, a proposta deste trabalho foi avaliar, com auxílio de extensômetros elétricos, se o processo laboratorial de fundição de diferentes tipos de ligas odontológicas associado à aplicação da cobertura cerâmica resulta em alterações das tensões no osso ao redor dos implantes.

1 - H0 = As fases laboratoriais não alteram as forças geradas pelas próteses parciais implanto-suportadas na sua instalação no osso ao redor dos implantes.

2 - H0 = Não existem diferenças nas tensões geradas pelas próteses parciais implanto-suportadas na sua instalação, em função da liga utilizada.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 VALIDAÇÃO DO MODELO EXPERIMENTAL

Para confecção do modelo experimental com características físicas e mecânicas semelhantes ao do osso mandibular foi necessária a validação do material que foi utilizado para sua confecção. Para isto foi realizada pesquisa de iniciação científica na qual foi encontrado o valor de módulo de elasticidade do poliuretano pela aplicação do teste de compressão e os resultados comparados com os valores do módulo de elasticidade do osso trabecular da mandíbula.

4.1.1 Obtenção dos corpos de prova

Para a realização do experimento foi utilizado o poliuretano F 16 (espuma rígida) para vazamento de cura rápida (AXSON – Cergy, França). Este material é composto por dois líquidos: Poliol (parte A) e Isocianato (parte B) com densidade de 1,05 g/cm^3 após sua polimerização segundo dados do fabricante.

Através da utilização de uma matriz foram confeccionados os corpos de prova com as seguintes dimensões 9.53 X 7.73 X 7.73 mm (altura X largura X profundidade) (Figura 1). Para a obtenção dos corpos de prova nas proporções determinadas, foram utilizadas duas pipetas de 10 ml (uma para a parte A e outra para a parte B) para se evitar a contaminação dos materiais. As duas partes do líquido foram colocadas em um recipiente de vidro e então misturadas por 60 segundos até sua completa homogeneização. Após a mistura ser vertida na matriz de silicone, aguardava-se a cura final por 30 minutos e fazia-se a desmoldagem dos corpos de prova.

Figura 1 - Aferição dos corpos de prova

4.1.2 Divisão dos grupos

Os corpos de prova foram divididos inicialmente, em cinco grupos de 08 espécimes cada, de acordo com a proporção (A/B) dos líquidos reagentes do poliuretano (parte A e parte B).

Tabela 1 - Proporção parte A/B para formação dos grupos para teste

Grupos	Número de Espécimes	Proporção da Mistura (A/B)
A	08	0.5/1.0
B	08	0.8/1.0
C	08	1.0/1.0
D	08	1.2/1.0
E	08	1.5/1.0

4.1.3 Aplicação dos testes

Para a realização do estudo foram utilizados oito corpos de prova de cada um dos cinco grupos em teste os quais foram levados para a máquina de ensaios Kratos (Model K – 2000 MP – Kratos Equipamentos Industriais Ltda. - São Paulo, Brasil) para o teste de compressão (Figura 2).

A máquina de ensaios foi configurada com uma célula de carga de 500 kgf, uma velocidade de deslocamento de 0.50 mm/min, temperatura constante de 25^{o} C e umidade relativa do ar de 50%. Todos os corpos de prova foram submetidos a carga destrutivas. Os valores do módulo de elasticidade foram calculados com base na tensão gerada e na deformação linear de cada espécime.

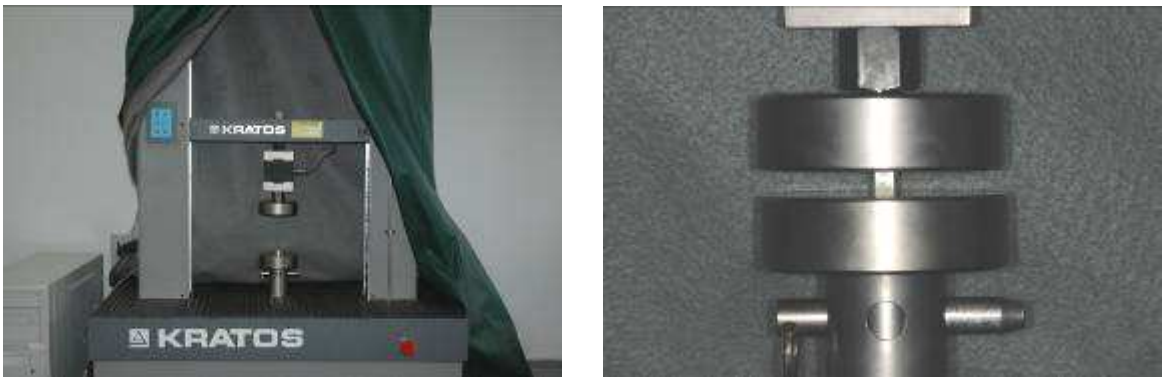

Figura 2 - Máquina de ensaios Kratos K 2000 MP

4.1.4 Análise dos resultados

O módulo de elasticidade das amostras de Poliuretano mostrou evidente variação quando se alterou a proporção entre seus dois componentes (parte A e parte B). O gráfico 1 apresenta as médias dos módulos de elasticidade para cada um dos grupos testados. As forças de compressão máxima para cada grupo sofreram variações dentro dos grupos estudados. Os valores para os grupos A, B, C, D e E foram de 2040.30 ± 20.39 N, 2410,51 ± 30.60 N, 2430.15 ± 60.84 N, 2200.84 ± 90.55 N e 1900.33 ± 30.22 N respectivamente. O Módulo de Elasticidade apresentou

comportamento diferente entre os grupos quando se alterou a proporção da mistura sendo de 389.72 ± 18.58 MPa, 529.19 ± 61.91 MPa, 571.11 ± 58.17 MPa, 470.35 ± 32.81 e 437.36 ± 44.69 MPa para os grupos A, B, C, D e E respectivamente. O gráfico 1 mostra as médias e desvio padrão de cada um dos 5 grupos testados.

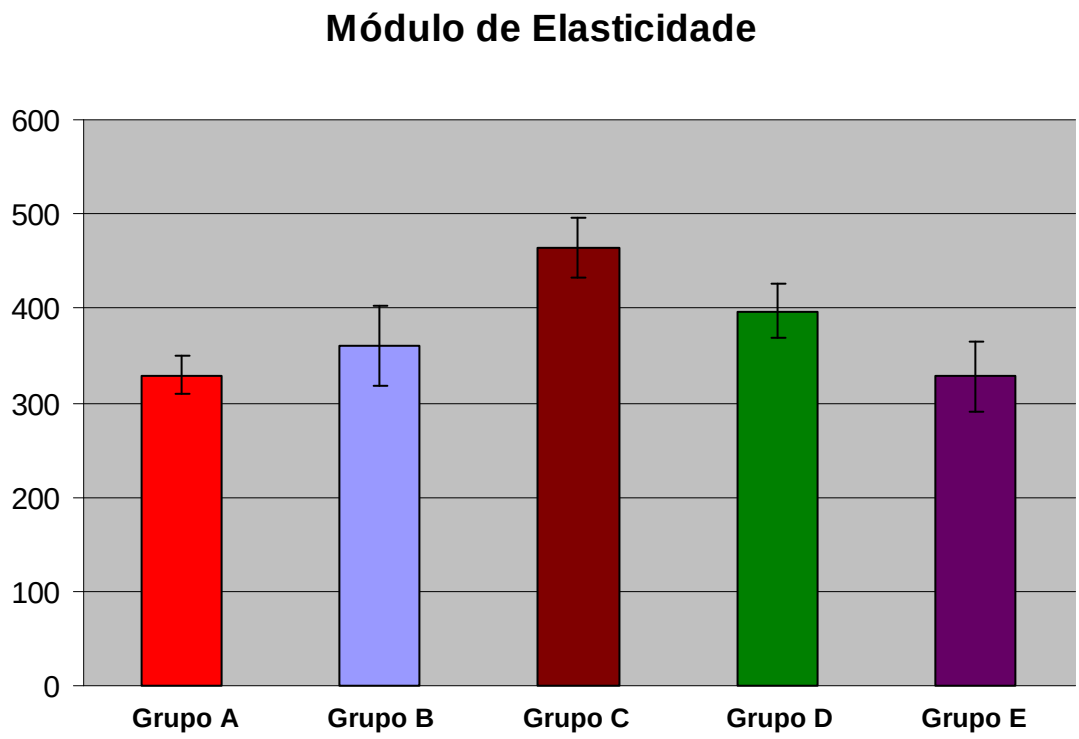

Gráfico 1 - Média e desvio padrão do Módulo de Elasticidade (Mpa) de acordo com a concentração da mistura

Os resultados dos testes foram submetidos à análise de Variância a um critério e teste de Tukey com nível de significância = 0,05 para se verificar diferenças estatisticamente significante entre os grupos. A análise de variância a um critério nos mostrou diferenças significantes entre os grupos. Na Tabela 2 apresentam-se as comparações individuais entre os grupos denotando as diferenças estatisticamente significantes entre elas após a aplicação do teste de Turkey com P = 0,05.

Tabela 2 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05

Comparação	Diferença	Interpretação
AXB	- 139.39	SIGNIFICANTE
AXC	-181.39	SIGNIFICANTE
AXD	-80.62	SIGNIFICANTE
AXE	-47.63	Não significante
BXC	-41.99	Não significante
BXD	58.77	Não significante
BXE	91.76	SIGNIFICANTE
CXD	100.77	SIGNIFICANTE
CXE	133.76	SIGNIFICANTE
DXE	32.99	Não significante

Comparando os resultados do módulo de elasticidade do poliuretano encontrados no presente estudo e comparando com os valores de módulo de elasticidade do osso mandibular descritos na literatura, o Grupo C apresentou características desejadas de isotropicidade e módulo de elasticidade compatível com o osso trabecular. A proporção dos líquidos reagentes indicada pelo fabricante (1:1) mostrou-se a mais adequada para atingir o módulo de elasticidade pretendido. Sendo assim, concluiu-se que este material apresenta características físicas e mecânicas as quais permitem que os fenômenos que nele ocorrem quando submetidos ao carregamento sejam extrapolados para os fenômenos de deformação que ocorrem com o osso mandibular, prestando-se assim para estudos experimentais realizados na área da biomecânica das próteses implanto-suportada.

4.2 OBTENÇÃO DO MODELO EXPERIMENTAL

Com auxílio de uma matriz metálica confeccionada em alumínio (Figura 3), foi construído um modelo de Poliuretano (Axson – Cergy, França) em forma de U

simulando o arco mandibular. Dois implantes Brånemark System® Mk III RP, ref 28887 e lote 659900 (Nobel Biocare - Göteborg, Sweden) de 3,75mm de diâmetro por 13mm de comprimento foram posicionados na matriz paralelos entre si (Figura 4). Em seguida o poliuretano foi proporcionado e manipulado e por fim injetado na matriz. Após sua presa, os implantes apresentavam íntimo contato com o material simulando assim a osseointegração. O modelo obtido apresentava as seguintes dimensões: 13mm de diâmetro interno, 52mm de diâmetro externo, 35mm de comprimento, 13mm de largura e 19mm de altura (Figura 5 e 6). Os dois implantes paralelos entre si, estavam posicionados 14,0mm distantes de centro a centro com o centro do implante mesial distante 7,0mm da linha média.

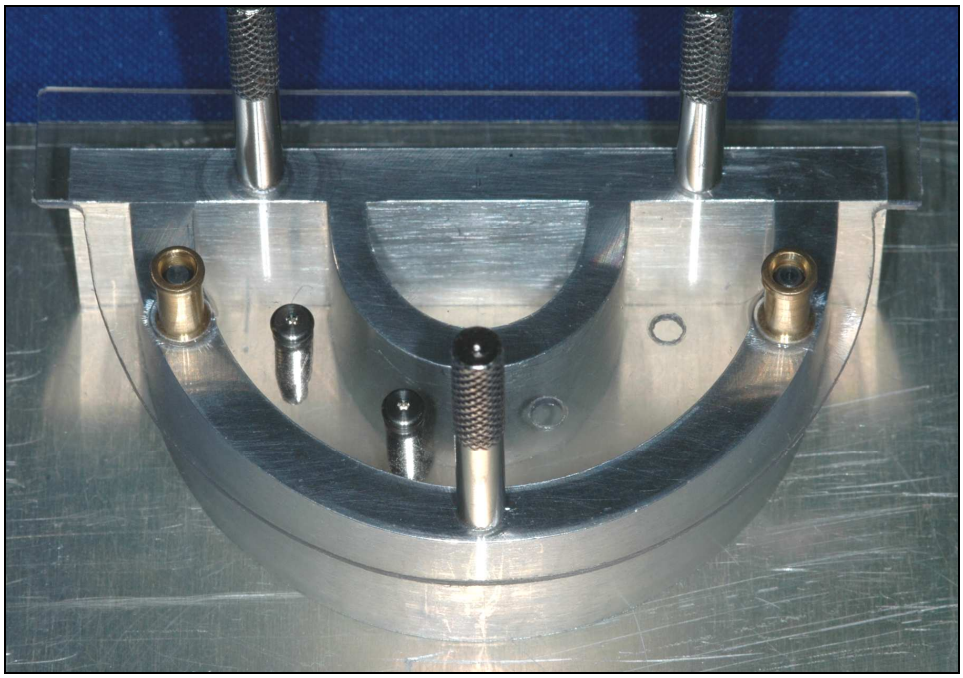

Figura 3 - Vista supero-anterior da matriz metálica com a tampa de acrílico e os dois implantes posicionados

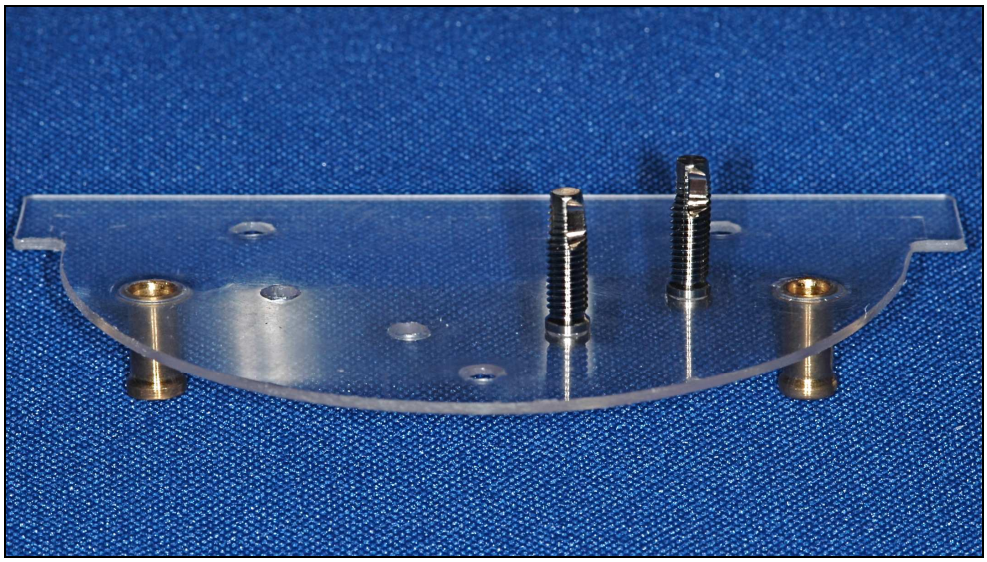

Figura 4 - Vista interna da tampa com os implantes posicionados

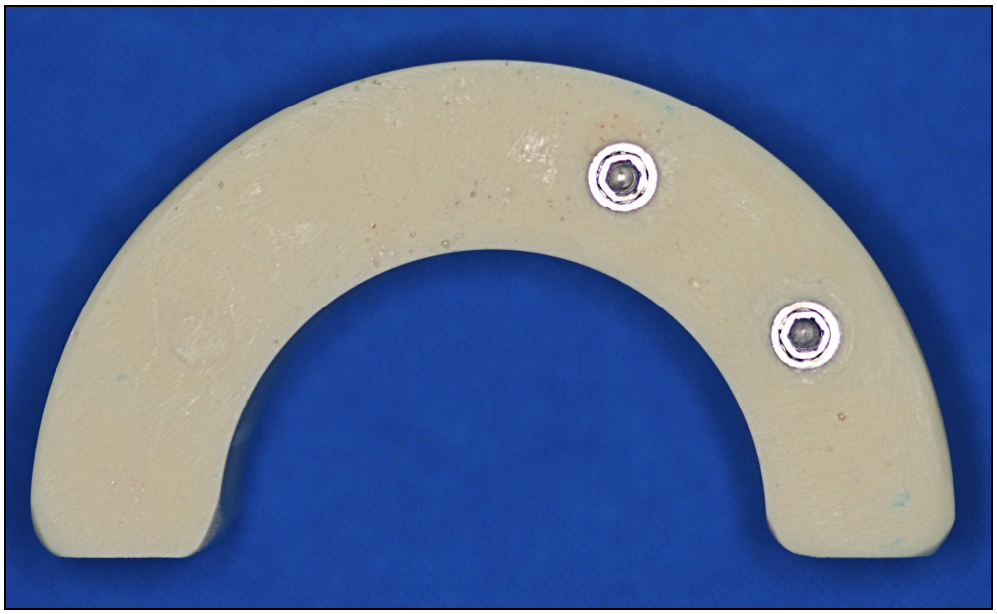

Figura 5 - Vista superior do modelo de PU, com os implantes

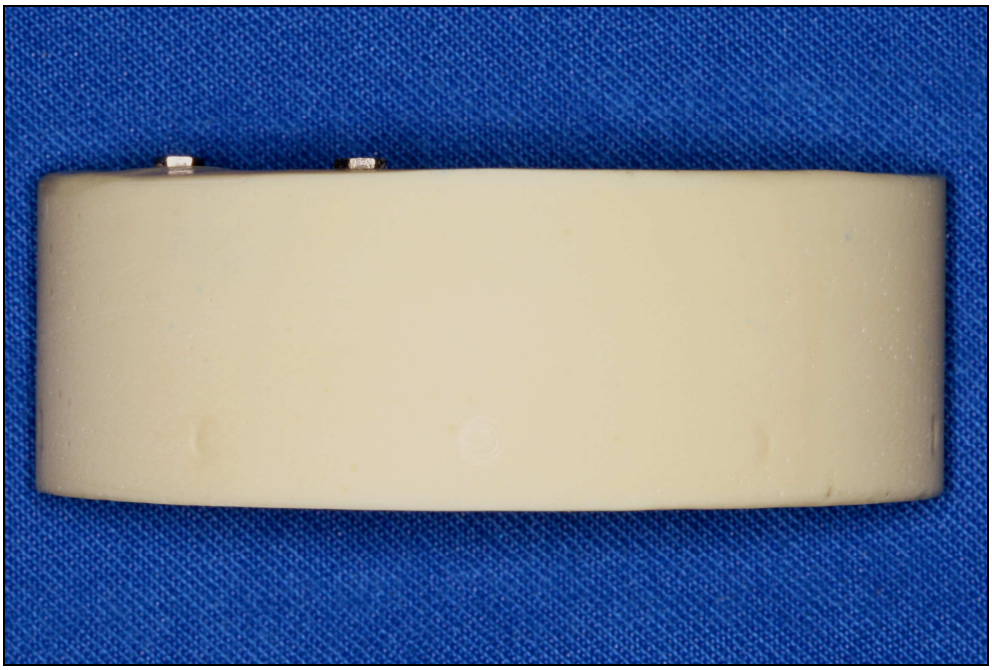

Figura 6 - Vista anterior do modelo de PU, com os implantes

4.3 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Para a confecção dos corpos de prova foram utilizadas duas ligas diferentes (Tabela 3), uma de cobalto-cromo (Dan Ceramalloy, Nihon Shika Kinzoku CO) e outra de paládio-prata (Pors-on® 4 – Degussa S.A., São Paulo, Brasil). Foram utilizados quatro cilindros protéticos de ouro (Nobel Biocare - Göteborg, Sweden – REF 29043, lote 109020) que foram sobre-fundidos com a liga de paládio-prata, quatro cilindros protéticos com cinta usinada de cobalto-cromo (Conexão Sistema de Prótese Ltda – São Paulo –Brasil, REF. 14400599, lote 7023110) fundidos com a liga de cobalto-cromo e quatro cilindros protéticos de acrílico (Conexão Sistema de Prótese Ltda – São Paulo –Brasil, REF. 14400199, lote 7013087) fundidos com a liga de cobalto-cromo. Desta forma três grupos de corpos de prova ficaram estabelecidos: Grupo com liga de ouro, Grupo com liga de cobalto-cromo e sobrefundição em cilindro usinado e o Grupo com fundição completa dos cilindros em liga de cobalto-cromo.

Tabela 3 - Especificações das ligas utilizadas, segundo os fabricantes

LIGA	CONTEÚDO	INTERVALO DE FUSÃO (ºC)	PESO ESPECÍFICO (g/cm^3)
Dan Ceramalloy (Nihon Shika Kinzoku CO.)	Ni 56% Cr – 20% Co – 12%	1205 – 1250	8,0
Pors-on 4® (Degussa S.A.)	Pd – 57,8% Ag – 30%	1175 – 1275	11,40

4.3.1 Enceramento e inclusão dos corpos de prova

Para realizar as fundições das infra-estruturas de cada grupo, inicialmente um cilindro protético foi posicionado sobre um análogo do componente micro-unit e a partir daí o enceramento foi realizado. Este enceramento recebeu a forma anatômica de um pré-molar e a partir dele uma matriz foi confeccionada com uma silicona Zetalabor (Zhermack Spa – Badia Polesine, Itália) para que os próximos enceramentos apresentassem as mesmas características anatômicas com relação as suas dimensões promovendo assim uma padronização dos corpos de prova dos três grupos (Figura 7).

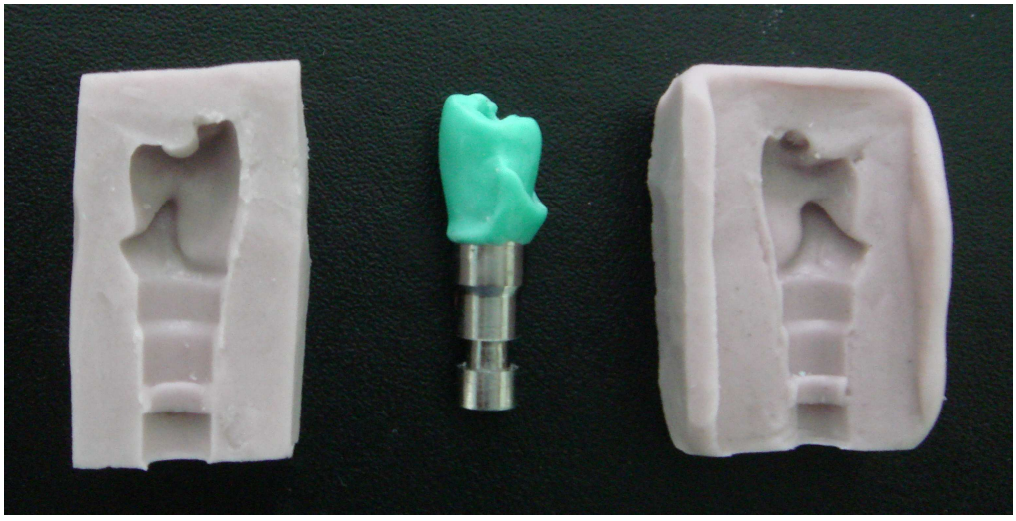

Figura 7 - Padronização dos corpos de prova

Após o enceramento de todos os quatro corpos de prova de cada um dos três grupos, estes foram unidos em conjunto aos canais de alimentação e fixados a uma base formadora de cadinho. Neste momento foi aplicado um agente redutor de tensão superficial e o revestimento foi vertido para o interior do anel sob vibração para que o material envolvesse todos os padrões dos corpos de prova sem que bolhas pudessem estar presentes.

4.3.2 Sobrefundição dos corpos de prova

Após completar 30 minutos da espatulação do revestimento, os anéis de fundição foram levados ao forno para eliminação da cera. A partir da temperatura ambiente, foi iniciado o ciclo de aquecimento convencional até atingir-se a temperatura de 250^{o} C a qual foi mantida por 30 minutos. Em uma segunda fase a temperatura do forno foi aumentada de 250^{o} C para 560/600^{o} C e mantida por 40 minutos com a finalidade de se eliminar o carvão e carbono residuais aderidos nas paredes do revestimento. Por fim, para o aquecimento interno do anel, a temperatura alcançou 850/900^{o} C por 60 minutos. Após estes procedimentos a sobrefundição foi realizada respeitando-se as características técnicas das ligas utilizadas para a formação dos três grupos.

4.3.3 Acabamento das infra-estruturas

Com o resfriamento dos anéis em temperatura ambiente, as sobrefundições puderam então ser removidas do revestimento. Procedimentos laboratoriais padrão foram utilizados para realizar esta etapa do trabalho. Para a limpeza dos corpos de prova e preparar sua superfície para receber a cobertura cerâmica foi empregado jato de óxido de alumínio de 50 µm e posteriormente acabamento com pedras para o preparo do metal. Estes procedimentos foram realizados com o intuito de evitar o

aprisionamento de ar o que poderia ocasionar o aparecimento de bolhas durante a fase de aplicação da porcelana.

Durante estes procedimentos, os corpos de prova foram fixados sobre um análogo a fim de minimizar possíveis danos na região da interface *abutment*/cilindro protético (Figuras 8, 9 e 10).

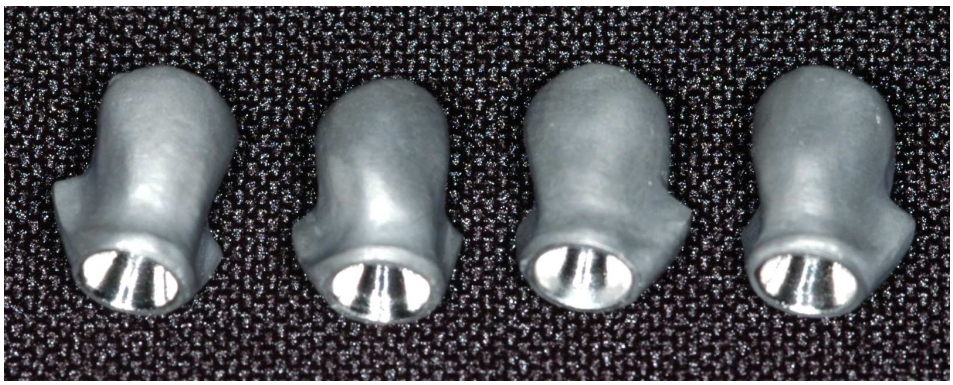

Figura 8 - Corpos de prova cilindro protético de acrílico – liga de cobalto-cromo

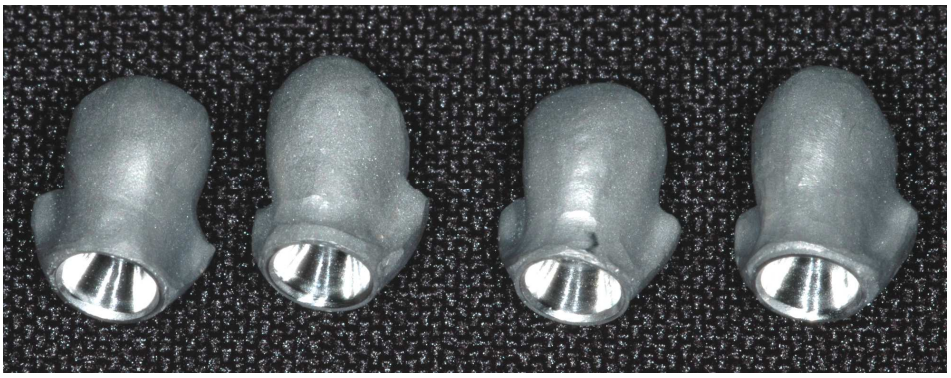

Figura 9 - Corpos de prova cilindro protético usinado – liga de cobalto-cromo

Figura 10 - Corpos de prova cilindro protético de ouro – liga de paládio-prata

4.3.4 Etapas da cobertura cerâmica

Para a oxidação do metal, as infra-estruturas foram levadas ao forno de cerâmica pré-aquecido a 600^{o} C e esta temperatura foi elevada em incrementos de 55^{o} C até atingir 900^{o} C permanecendo assim por 5 minutos sob vácuo parcial. Após esta fase, foi realizada a queima das camadas de opaco usada para mascarar a infra-estrutura metálica. As temperaturas utilizadas em todas as fases de aplicação da porcelana sofrem variações de uma porcelana para outra, portanto, foi prudente seguir as recomendações do fabricante. No trabalho foi utilizada a cerâmica Duceram Kiss (Degudent – Hanau-Wolfgang – Alemanha). Para este sistema cerâmico a aplicação do opaco seguiu o seguinte protocolo: no opacificador em pasta, a temperatura inicial do forno foi 575^{o} C permanecendo nesta temperatura por sete minutos e aumentada em incrementos de 55^{o} C atingindo a temperatura final de 930º C e mantida por três minutos. Após o resfriamento foi realizada a queima da camada de opaco em pó. A temperatura inicial do forno de 575^{o} C permanecendo nesta temperatura por cinco minutos e aumentada em incrementos de 55^{o} C atingindo a temperatura final de 930º C e mantida por dois minutos. Após a aplicação do opaco, duas camadas de ombro foram aplicadas de maneira semelhante: temperatura inicial do forno foi de 575^{o} C mantendo-se nesta temperatura por sete minutos, elevação da temperatura em incrementos de 55^{o} C até atingir a temperatura de 920^{o} C mantida por um minuto. Para a aplicação das duas camadas cerâmicas (dentina) as peças foram levadas ao forno com temperatura inicial de 575^{o} C mantendo-se nesta temperatura por seis minutos. A seguir a temperatura foi elevada em 55^{o} C até atingir 910^{o} C permanecendo nesta temperatura por um minuto. Para a segunda camada de porcelana (dentina) as peças foram levadas ao forno com temperatura inicial de 575^{o} C mantida por quatro minutos, após o que a temperatura foi elevada em 55^{o} C até atingir 900^{o} C permanecendo nesta temperatura por um minuto. Na realização da queima do *glaze* os corpos de prova foram introduzidos no forno pré-aquecido à temperatura de 575^{o} C por três minutos e aumentado a temperatura em incrementos de 55^{o} C até atingir de 890^{o} C permanecendo nesta temperatura por um minuto. Todas as fases da aplicação estratificada da porcelana exceto a queima do *glaze* foram realizadas sob vácuo de 50 hPa.

4.4 CONSTITUIÇÃO DOS GRUPOS

Os doze corpos de prova foram alocados em três grupos onde o tipo da liga e o tipo de cilindro protético utilizados foram variáveis determinantes.

No grupo ouro, foram utilizados quatro cilindros protéticos de ouro sobre-fundidos com liga de paládio-prata para aplicação de porcelana.

No grupo cobalto-cromo usinado, foram utilizados quatro cilindros protéticos com cinta de cobalto-cromo sobre-fundidos com liga de cobalto-cromo para aplicação de porcelana.

No grupo cobalto-cromo calcinável, foram utilizados quatro cilindros protéticos de acrílico fundidos com liga de cobalto-cromo para aplicação de porcelana.

Um grupo controle foi também constituído pelos cilindros protéticos de ouro acoplados aos intermediários sem nenhum tipo de tratamento laboratorial.

4.5 FIXAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Uma base metálica (Figuras 11 e 12) foi desenvolvida para fixação e estabilização do modelo experimental onde os testes foram realizados. Esta fixação se fez necessária para que não ocorressem movimentações do conjunto no momento da aplicação das forças para a fixação dos corpos de prova sobre o intermediário. A utilização desta base metálica rígida também tem o intuito de não interferir na deformação do modelo de PU e de não absorver as forças aplicadas durante os testes.

Figura 11 - Base metálica visualizando o local de assentamento do modelo de PU com os três parafusos de retenção e estabilização

Figura 12 - Base metálica com o modelo de PU posicionado, notando o perfeito assentamento da superfície lingual do modelo na superfície interna da base metálica

Os intermediários multi-unit de 5,0mm de altura foram posicionados e parafusados com um torque de 20Ncm, através de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller™, Gotemburgo, Suécia).

4.6 COLAGEM DOS EXTENSÔMETROS LINEARES ELÉTRICOS

A superfície externa do modelo de PU e dos intermediários foi limpa com acetona, para remover qualquer resíduo que interfira no processo de fixação dos extensômetros elétricos lineares. Para a realização deste experimento quatro extensômetros elétricos lineares (KFG -02-120-C1-11, Strain Gauges – Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Tóquio, Japão) (Figura 13) foram fixados na superfície oclusal do modelo de PU e três na superfície lateral do intermediário equidistantes entre si. Com uma cola a base de cianoacrilato (Strain Gauge Cement CC – 33 A -Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Tóquio, Japão), os extensômetros foram colados, quatro ao redor do implante nas faces mesial, distal, vestibular e lingual e três na superfície lateral do intermediário (Figura 14).

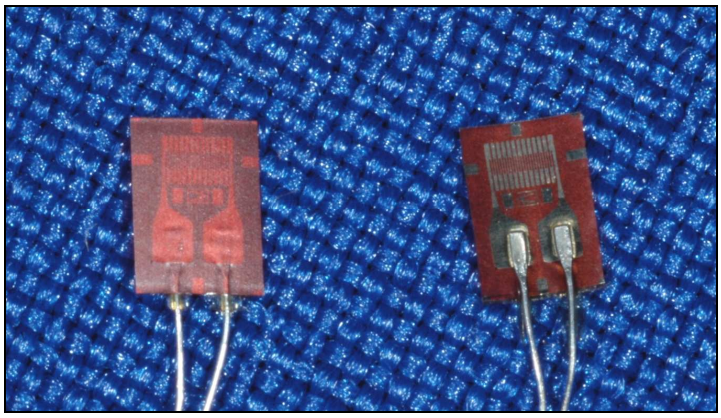

Figura 13 - Superfícies interna e externa dos extensômetros lineares elétricos

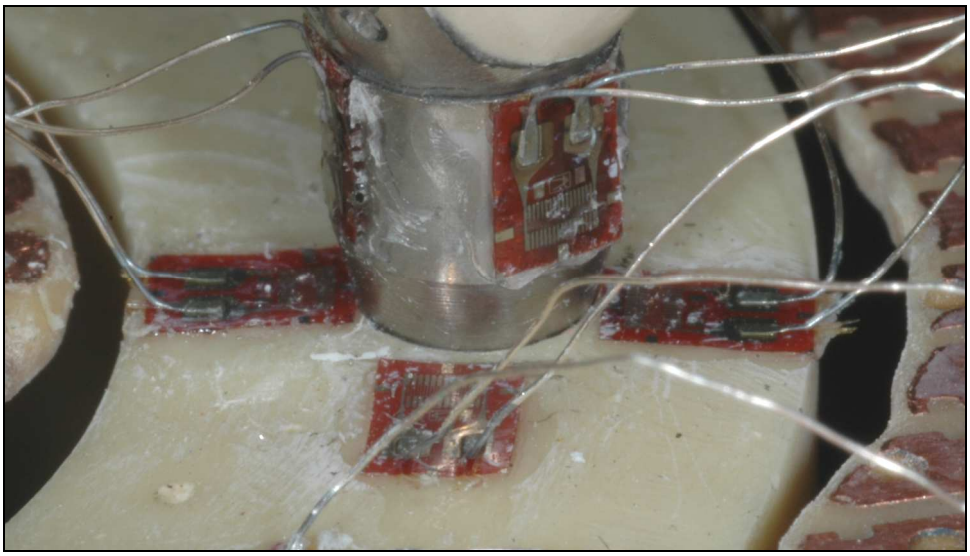

Figura 14 - Modelo de PU com os intermediários e com os extensômetros elétricos lineares colados na superfície oclusal do modelo ao redor dos dois implantes

As terminações dos extensômetros lineares elétricos foram soldadas em uma placa de circuito elétrico que foi afixada sobre a superfície do modelo mestre (Figura 15). Cada um dos extensômetros lineares elétricos foi conectado a um canal de um dispositivo de aquisição de dados (NIcDAQ-9172, National Instruments Corp., Austin, Texas, USA (Figura 16) capaz de medir a deformação dos extensômetros e transmiti-las para um computador com processador Intel Celerom M, 512MB por meio de uma conexão USB 2.0, onde os dados foram visualizados por meio do programa LabVIEW 8.1 para Windows (National Instruments Corp., Austin, Texas, USA). Obtiveram-se assim os valores numéricos da deformação sofrida no modelo de PU e intermediário. Após cada infra-estrutura ser posicionada sobre os intermediários no modelo de PU, os parafusos de titânio foram apertados com uma chave hexagonal manual até oferecerem resistência, para confirmação da adaptação da infra-estrutura. A seguir, foi empregado um torque de 10Ncm, através do dispositivo eletrônico de controle de torque e as deformações foram registradas e gravadas para posterior tratamento estatístico.

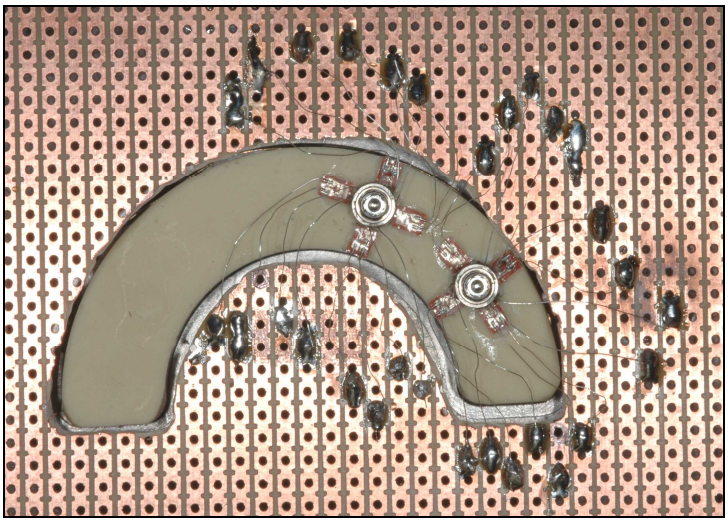

Figura 15 - Placa de circuito com extensômetros soldados

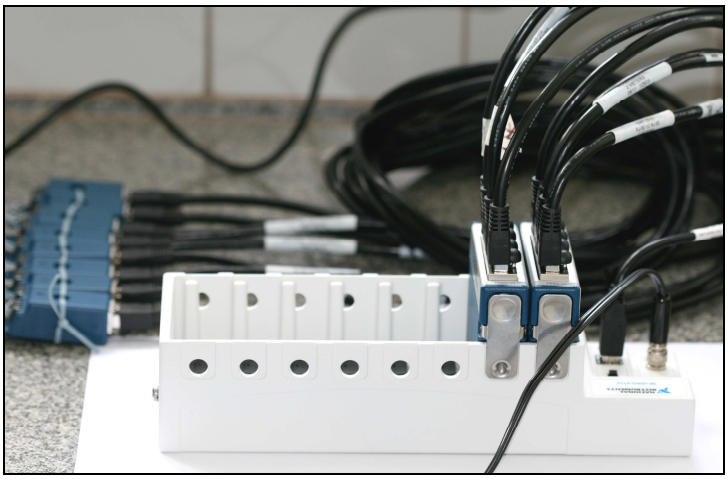

Figura 16 - Imagem do dispositivo de aquisição de dados com os canais de extensometria conectados

4.7 REALIZAÇÃO DO TESTE

O conjunto base metálica/modelo de poliuretano foi fixada em um suporte fazendo com que este conjunto se mantivesse o mais rígido possível para que forças externas não influíssem negativamente nos resultados de deformação.

Sobre o implante foi fixado um intermediário Multi-unit abutment Branemarck System® RP 5 mm (Nobel Biocare - Göteborg, Sweden – REF 29183, lote 662959)

com torque de 20 Ncm aplicados com auxílio de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller™, Gotemburgo, Suécia).

Os testes de deformação foram realizados para os três grupos e dois momentos diferentes. Em um primeiro momento as leituras de deformação foram realizadas após a fase laboratorial de fundição das infra-estruturas.

Para o grupo que utilizou cilindro de ouro e liga de paládio-prata as infra-estruturas foram fixadas com parafuso protético para multi-unit (Nobel Biocare - Göteborg, Sweden – REF 29285, lote 669883) apertados com torque de 10 Ncm aplicados com auxílio de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller™, Gotemburgo, Suécia).

Para os grupos que utilizaram liga de cobalto-cromo, as infra-estruturas foram fixadas com parafuso protético hexagonal para micro-unit (Conexão Sistema de Prótese Ltda – São Paulo –Brasil, REF. 15700499, lote 9023058) apertados com torque de 10 Ncm aplicados com auxílio de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller™, Gotemburgo, Suécia).

No segundo momento os testes foram repetidos da mesma forma após a fase laboratorial de aplicação estratificada do sistema cerâmico.

Para dar fidelidade e consistência aos dados de deformação foram realizadas três repetições do aperto dos parafusos de cada corpo de prova e os parafusos trocados após cada teste. A leitura da microdeformação gerada no modelo de PU ao redor do implante e do intermediário, captadas pelos extensômetros colados nas faces mesial, distal, vestibular e lingual e na face lateral do intermediário.

Ao todo, foram empregados sete extensômetros lineares elétricos colados no modelo de PU e no intermediário para cada teste, os quais foram conectados a sete canais do dispositivo de aquisição de dados (Figura 17).

- Canal 1 (SG1) – superfície do intermediário;
- Canal 2 (SG2) – superfície do intermediário;
- Canal 3 (SG3) – superfície do intermediário;
- Canal 4 (SG4) – superfície do modelo do lado distal;
- Canal 5 (SG5) – superfície do modelo do lado lingual;
- Canal 6 (SG6) – superfície do modelo do lado mesial;
- Canal 7 (SG7) – superfície do modelo do lado vestibular;

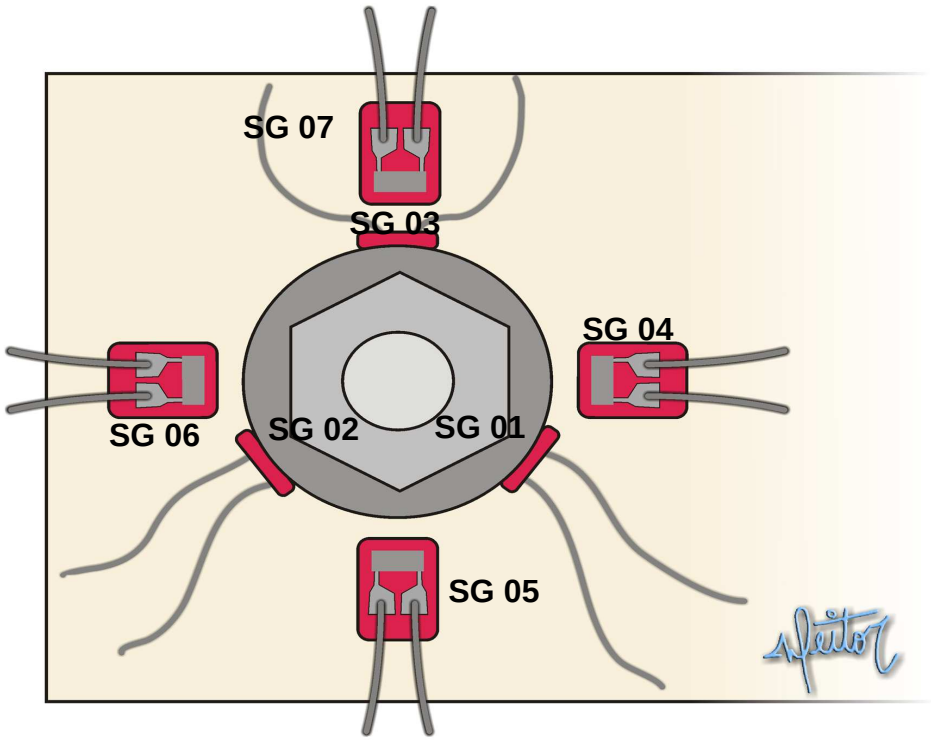

Figura 17 - Desenho representativo da disposição dos extensômetros lineares elétricos (SG) no intermediário e no modelo de PU

Através do programa LabVIEW 8.1 os dados foram visualizados no monitor do computador e armazenados, obtendo-se dados numéricos de microdeformação (με) com uma frequência de 20 MHz durante todo o tempo necessário para ocorrer a estabilização da deformação em todos os canais.

4.8 AQUISIÇÃO DOS DADOS

O extensômetro linear elétrico 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 (+) ou de compressão (-).

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

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

Como as unidades de medida de ∆L 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 fornecida pelos extensômetros é representada por “*micro strain*” (με), em que o micro (μ) corresponde à potência de $1x10^{-6}$ ou 0,000001.

Os extensômetros constituem-se resistências elétricas nas quais uma corrente elétrica de baixa intensidade percorre através de um circuito elétrico (Ponte de Wheatstone). Quando sofre 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 os sinais elétricos em sinais digitais, enviando-os para a placa de leitura instalada no computador. Através do programa LabVIEW 8.1 para Windows (National Instruments Corp., Austin, Texas, USA), os dados são transformados em valores de deformação específica, permitindo a visualização das deformações em tempo real.

Após o aperto dos intermediários com torque de 20 Ncm, as infra-estruturas foram posicionadas e apertadas com torque de 10 Ncm, os extensômetros realizaram a medida dos valores respectivos à tensão sofrida tanto pelo intermediário como pelo modelo de poliuretano após o apertamento dos parafusos.

Todos os dados foram gravados no computador como arquivos de extensão TXT. Em seguida, transferidos como arquivos de extensão XLS para o programa EXCEL, a fim de que fosse realizada a análise e seleção dos dados.

Os valores de deformação medidos por cada um dos extensômetros lineares elétricos passam por 3 fases distintas:

- Na fase inicial ocorre variação de baixa magnitude, que corresponde ao período compreendido entre o momento em que se liga a aparelhagem e o momento de estabilização das leituras; esta variação é da ordem de +16,648 a -16,648 με e corresponde ao limite de sensibilidade dos extensômetros lineares elétricos.
- Na fase intermediária observam-se as leituras compreendidas entre o momento em que se inicia o aperto dos parafusos até atingir um torque de 10 Ncm; a deformação é crescente em função do tempo.
- Na fase final, os valores de deformação se estabilizam e permanecem num patamar de deformação máxima para a carga aplicada (Figura 18).

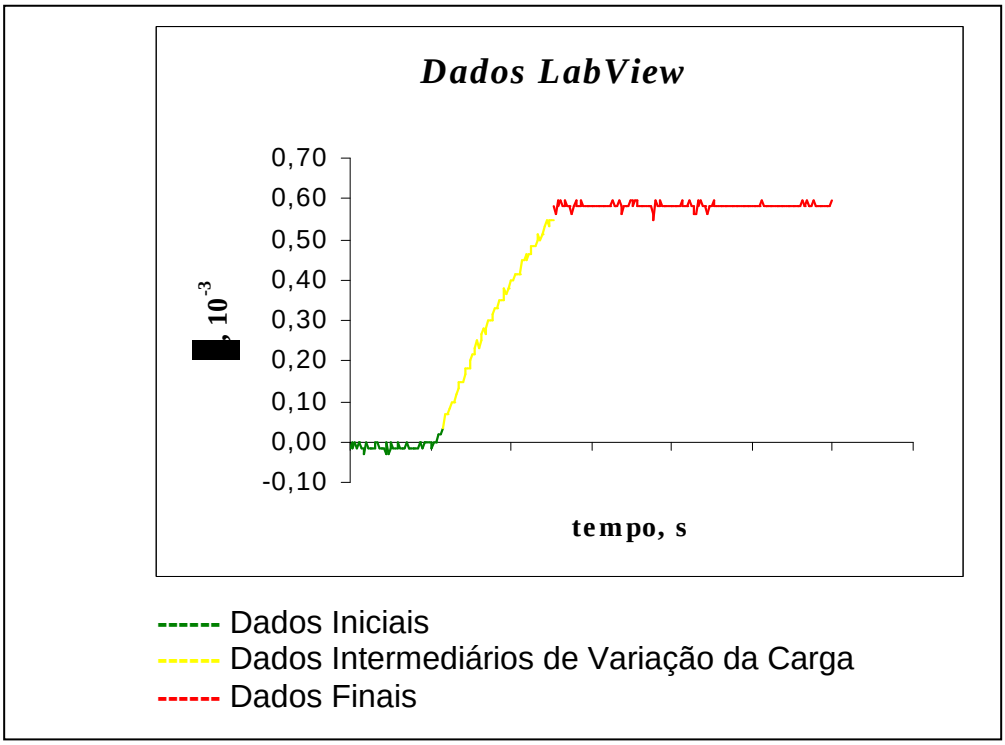

Figura 18 - Fases das variações dos valores de deformação

Foram realizadas três repetições para o aperto dos parafusos para cada corpo de prova. As leituras foram realizadas a uma freqüência de 20 MHz por um período de 5 minutos corridos após o início do aperto dos parafusos. Durante este período o programa nos forneceu em torno de 300 leituras de deformação para cada experimento. Para efeito de cálculo da deformação média final, foram utilizados os 100 últimos valores de deformação, os quais corresponderam à terceira fase de aquisição de dados quando as leituras de deformação estavam estabilizadas.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 RESULTADOS

Após a realização das etapas laboratoriais para a confecção das infra-estruturas e aplicação da cobertura cerâmica, os valores de microdeformação (με) registrados pelos sete extensômetros (Anexos A, B, C, D, E, F e G) foram analisados e os testes estatísticos foram aplicados.

Como pudemos avaliar, as forças de deformação que atuaram sobre os intermediários e na região peri-implantar simulada mostraram uma variação entre os corpos de prova analisados. Estas forças apresentaram valores positivos e negativos, o que, em termos de deformação, significa que o objeto em questão sofreu tração e compressão respectivamente.

Os cilindros protéticos usinados de ouro foram considerados padrão para todas as avaliações. Os valores de deformação destes cilindros variaram entre -123,87 με e -61,78 με para o intermediário e entre -60,56 με e 85,51 με para o osso simulado (Anexo A).

Quando avaliamos as forças que atuaram na deformação dos intermediários após as infra-estruturas serem parafusadas com torque de 10 Ncm, vimos que os valores variaram entre -17,23 με e -447,87 με para as fundidas com a liga de Pd-Ag, entre +90,21 με e -327,75 με para as fundidas com a liga Cr-Co e cilindro protético usinado e entre -11,02 με e -669,89 με para as fundidas com a liga de Cr-Co e cilindro protético calcinável (Anexos B, C e D).

Após estes registros iniciais de deformação, as infra-estruturas receberam cobertura cerâmica e uma nova bateria de avaliação das deformações dos corpos de prova foi realizada. Os valores de deformação do intermediário após esta etapa variaram entre + 42,06 με e -137,39 με para as fundidas com a liga de Pd-Ag, +25,99 με e -319,09 με para as fundidas com a liga Cr-Co e cilindro protético usinado e entre +95,29 με e -398,89 με para as fundidas com a liga de Cr-Co e cilindro protético calcinável (Anexos E, F e G).

Quando avaliamos a influência da deformação que o aperto do parafuso da prótese implanto-suportada unitária causa no osso simulado podemos notar que estas forças apresentaram uma magnitude menor que aquela que vimos para a deformação dos intermediários. Pudemos notar também que estas forças apresentaram deformação por tração (positivas) e por compressão (negativas).

Quando avaliamos as forças que atuaram na deformação do osso peri-implantar simulado após as infra-estruturas serem parafusadas com torque de 10 Ncm, vimos que os valores variaram entre +53,28 με e -204,44 με para as fundidas com a liga de Pd-Ag, entrre +73,74 με e -81,64 με para as fundidas com a liga Cr-Co e cilindro protético usinado e entre +38,72 με e -106,23 με para as fundidas com a liga de Cr-Co e cilindro protético calcinável (Anexos B, C e D).

Após estes registros iniciais de deformação as infra-estruturas receberam cobertura cerâmica e uma nova bateria de avaliação das deformações dos corpos de prova foi realizada. Os valores de deformação do osso após esta etapa variaram entre + 58,16 με e -100,31 με para as infra-estruturas fundidas com liga de Pd-Ag, entrre +61,56 με e -96,17 με para as fundidas com liga Cr-Co e cilindro protético usinado e entre +58,35 με e -70,40 με para as fundidas com liga de Cr-Co e cilindro protético calcinável.

Como para a realização dos testes estatísticos o mais importante é a quantidade de deformação sofrida pelo corpo estudado (intermediário ou osso simulado) independente da qualidade da deformação (tração ou compressão), valores absolutos de deformação foram utilizados (Karl et al. 2008). As médias das três repetições por canais de leitura são apresentadas nas tabelas que se seguem.

Tabela 4 - Média das deformações das três repetições no intermediário e osso simulado com aperto do parafuso do cilindro protético usinado de ouro

CORPO DE PROVA	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**75,18**	**90,48**	**76,30**	**68,53**	**37,78**	**31,81**	**37,41**
02	**84,44**	**95,89**	**94,19**	**5,11**	**39,84**	**24,39**	**57,36**
03	**80,36**	**96,97**	**101,72**	**17,00**	**26,97**	**25,03**	**34,73**
04	**73,82**	**107,23**	**97,54**	**14,63**	**28,14**	**19,43**	**37,35**

Tabela 5 - Média, Desvio Padrão e Número de corpos de prova

Variável	Média	Desvio padrão	Número
Intermediário	**89.51**	**5.94**	**04**
Osso	**31.59**	**8.72**	**04**

Tabela 6 - Média das deformações das três repetições nos intermediários e osso simulado com aperto do parafuso da prótese unitária – infra-estrutura liga de Pd-Ag

CORPO DE PROVA	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**86,34**	**65,63**	**26,64**	**26,21**	**31,48**	**34,53**	**45,98**
02	**292,34**	**106,25**	**153,53**	**48,86**	**42,34**	**56,26**	**66,27**
03	**375,39**	**69,60**	**87,69**	**38,51**	**54,13**	**94,78**	**94,99**
04	**67,33**	**137,25**	**139,92**	**50,58**	**8,62**	**41,32**	**60,99**

Tabela 7 - Média das deformações das três repetições nos intermediários e osso simulado com aperto do parafuso da prótese unitária – infra-estrutura liga de Co-Cr com cilindro protético usinado

CORPO DE PROVA	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**31,93**	**39,29**	**286,09**	**44,88**	**21,94**	**48,48**	**50,52**
02	**235,10**	**124,85**	**146,06**	**31,82**	**41,36**	**14,31**	**52,63**
03	**148,69**	**21,44**	**48,72**	**36,56**	**30,61**	**34,19**	**70,32**
04	**12,88**	**178,70**	**51,03**	**45,64**	**34,45**	**30,54**	**53,42**

Tabela 8 - Média das deformações das três repetições nos intermediários e osso simulado com aperto do parafuso da prótese unitária – infra-estrutura liga de Co-Cr com cilindro protético calcinável

CORPO DE PROVA	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**178,61**	**47,96**	**624,48**	**18,44**	**27,90**	**66,13**	**41,90**
02	**401,78**	**134,84**	**610,74**	**20,47**	**13,24**	**51,76**	**81,07**
03	**182,38**	**112,89**	**99,48**	**27,56**	**18,74**	**50,05**	**71,05**
04	**187,08**	**107,25**	**54,78**	**33,03**	**8,79**	**36,76**	**69,06**

Com relação à deformação dos intermediários representados pelos SG 01, SG 02 E SG 03 (Tabelas 6, 7 e 8), as Médias com seus respectivos Desvio Padrão quando levamos em consideração o tipo de cilindro protético e a liga utilizada na confecção dos corpos de prova estão representados na Tabela 9.

Tabela 9 - Média, Desvio Padrão e Número de corpos de prova

Grupo	Média	Desvio Padrão	N. de valores
Pd-Ag	133.9925	58.6323445	04
CoCr c	228.5200	127.425869	04
CoCr u	110.3975	43.7630219	04

Pelos resultados apresentados notamos que as infra-estruturas confeccionadas com liga de Co-Cr e cilindro protético calcinável apresentaram maior deformação média quando comparadas às outras ligas utilizadas. No entanto, quando aplicamos o teste estatístico Análise de Variância – um critério de classificação, os cilindros protéticos e as ligas utilizadas não apresentaram diferenças entre si (confirmado também pelo Teste de Tukey com $p \leq 0.05$).

Tabela 10 - ANOVA – One Way

Fonte de variação	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F"	Probabilidade
Entre grupos	31260.1297	2	15630.0648	2.1718	0.16996
Resíduo	64770.9183	9	7196.7687		
Total	96031.0480	11			

Bartlett = 3.2633 Prob. = 0.1956

Tabela 11 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05

Comparação	Diferença	Valor crítico	Interpretação
PdAg X CoCr c	-94.527500	167.582267	Não significante
PdAg X CoCr u	23.5950000	167.582267	Não significante
CoCr c X CoCr u	118.122500	167.582267	Não significante

Após a aplicação da cobertura cerâmica os dados de deformação foram novamente registrados e as médias das três repetições descritas nas Tabelas 12, 13 e 14.

Tabela 12 - Média das deformações das três repetições nos intermediários e osso simulado com aperto do parafuso da prótese unitária – cobertura cerâmica liga de Pd-Ag

CORPO DE PROVA	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**15,93**	**81,96**	**73,41**	**44,76**	**28,80**	**56,89**	**60,06**
02	**104,02**	**122,36**	**61,11**	**33,00**	**19,40**	**48,64**	**73,09**
03	**89,60**	**106,13**	**110,73**	**19,19**	**33,94**	**44,39**	**66,97**
04	**4,11**	**108,73**	**88,77**	**38,77**	**21,43**	**26,65**	**50,42**

Tabela 13 - Média das deformações das três repetições nos intermediários e osso simulado com aperto do parafuso da prótese unitária – cobertura cerâmica liga de Co-Cr com cilindro protético usinado

CORPO DE PROVA	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**25,10**	**96,70**	**90,36**	**41,69**	**43,30**	**14,50**	**42,34**
02	**259,82**	**110,60**	**79,28**	**26,67**	**45,48**	**39,86**	**54,74**
03	**21,80**	**178,63**	**70,21**	**36,20**	**40,25**	**37,74**	**35,36**
04	**95,47**	**102,60**	**14,14**	**22,83**	**27,77**	**34,26**	**60,48**

Tabela 14 - Média das deformações das três repetições nos intermediários e osso simulado com aperto do parafuso da prótese unitária – cobertura cerâmica liga de Co-Cr com cilindro protético calcinável

CORPO DE PROVA	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**102,87**	**16,21**	**126,28**	**37,24**	**23,44**	**52,75**	**39,15**
02	**11,75**	**128,36**	**19,25**	**26,72**	**51,69**	**38,55**	**46,64**
03	**2,16**	**87,51**	**72,84**	**37,19**	**23,11**	**34,35**	**33,09**
04	**205,52**	**274,42**	**69,37**	**36,18**	**63,54**	**31,18**	**35,06**

Após a aplicação da cobertura cerâmica pudemos notar que as médias de deformação dos intermediários frente ao aperto do parafuso foram ligeiramente menores quando comparadas com as médias das leituras anteriores (Tabela 15).

Tabela 15 - Média, Desvio Padrão e Número de corpos de prova

Grupo	Média	Desvio Padrão	Número de valores
PdAg	80.570	21.819	04
CoCr c	95.392	37.481	04
CoCr u	93.045	61.487	04

Análise de Variância – um critério de classificação foi também utilizado para avaliar a deformação do intermediário frente ao aperto do parafuso da prótese após a aplicação da cobertura cerâmica e as deformações geradas não apresentaram diferenças estatísticas significativas entre si, o que também podemos constatar quando o Teste de Tukey com nível de significância de 0,05 foi aplicado (Tabela 16).

Tabela 16 - ANOVA – One Way

Fonte de variação	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F"	Probabilidade
Entre grupos	507.7905	2	253.8952	0.1345	0.8758
Resíduo	16984.4149	9	1887.1572		
Total	17492.2055	11			

Bartlett = 2.554520 prob. = 0.27880

Tabela 17 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05

Comparação	Diferença	Valor Crítico	Interpretação
PdAg X CoCr c	-14.8225	85.8150	Não significante
PdAg X CoCr u	-12.4750	85.8150	Não significante
CoCr c X CoCr u	2.3475	85.8150	Não significante

Quando avaliamos a interação da técnica de confecção das coroas implanto-suportadas, ou seja, somente a deformação do intermediário após a fixação da infra-estrutura e após a aplicação da cobertura cerâmica, notou-se que existiu uma piora na condição de deformação do intermediário após a aplicação da cerâmica.

Em relação ao intermediário temos que considerar que, quanto mais deformação por compressão melhor, pois significa que o cilindro está mais bem assentado. Quanto mais deformação por tração ou valores próximos de zero, pior, pois significa que o cilindro não está assentado.

Tabela 18 - Média, Desvio Padrão e Número de corpos de prova

Grupo	Média	Desvio Padrão	Número
Sobrefundição	157.6366	93.4349788	12
Porcelana	89.66916	39.8773181	12

Para avaliarmos esta interação foi utilizado o teste estatístico Análise de variância com N grupos pareados e pudemos constatar que houve diferença estatisticamente significante quando comparamos a fase de infra-estrutura e a fase após a aplicação da porcelana e finalização com o glazeamento (Tabela 19). O Teste de Tukey para comparações múltiplas foi utilizado confirmando diferença estatisticamente significante entre a deformação da fase de infra-estrutura e a fase de cobertura cerâmica (Tabela 16).

Tabela 19 - Análise de Variância – N grupos pareados

Fonte de variação	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F"	Probabilidade
Grupos	27717.4863	1	27217.4863	6.8454	0.02398
Réplicas	68983.3496	11	6271.2136		
Interação	44539.9039	11	4049.0822		
Total	141240.739	23			

Tabela 20 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05

Comparação	Diferença	Desvio Padrão	Interpretação
Sobrefundição X Porcelana	67.9675	57.2185	Significante

Os valores de deformação da região peri-implantar foram gravados pelos *strain gauges* SG 04, SG 05, SG 06 E SG 07 (Tabelas 6, 7 e 8). Pudemos avaliar que os valores de deformação que ocorreram na região peri-implantar foram inferiores aos apresentados pela deformação do intermediário. As médias e o desvio padrão dos corpos de prova dos três grupos testados estão representados na Tabela 21.

Tabela 21 - Média, Desvio Padrão e Número de corpos de prova

Grupo	Média	Desvio Padrão	Número
PdAg	49.74500	15.9843058	04
CoCr c	39.74500	2.40523734	04
CoCr u	40.10250	3.47888272	04

Para avaliar a interação entre os grupos estudados, Análise de variância a um critério de classificação foi utilizada e não foi encontrada diferença estatisticamente significante entre eles, o que foi confirmado pelo Teste de Tukey nas comparações independentes.

Tabela 22 - ANOVA – One Way

Fonte de variação	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F"	Probabilidade
Entre grupos	257.4741	2	128.7371	1.4127	0.2927
Resíduo	820.1575	9	91.1286		
Total	1077.6316	11			

Bartlett = 9.785011 Prob. = 0.007502

Tabela 23 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05

Comparação	Diferença	Valor crítico	Interpretação
PdAg X CoCr c	10.0000	18.8576	Não significante
PdAg X CoCr u	9.6425	18.8576	Não significante
CoCr c X CoCr u	-0.3575	18.8576	Não significante

Após a aplicação da cobertura cerâmica os valores de deformação da região peri-implantar apresentaram uma discreta redução nos valores de deformação quando comparadas com os valores da fase anterior. Os valores da média e desvio padrão estão representados na Tabela 24.

Tabela 24 - Média, Desvio Padrão e Número de corpos de prova

Grupo	Média	Desvio Padrão	Número
PdAg	41.65000	5.57687487	04
Cocr c	37.71750	2.76342028	04
CoCr u	38.11500	4.37423136	04

Análise de variância - Um critério de classificação foi utilizado para avaliar a interação estatística entre os grupos estudados e sua influência sobre a região peri-implantar. Esta interação não mostrou diferenças estatísticas o que também foi confirmado pelo Teste de Tukey (Tabelas 25 e 26).

Tabela 25 - ANOVA – One Way

Fonte de variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F"	Probabilidade
Entre grupos	37.4917	2	18.7458	0.9717	0.4148
Resíduo	173.6158	9	19.2906		
Total	211.1075	11			

Bartlett = 1.194627 Prob. = 0.550287

Tabela 26 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05

Comparação	Diferença	Valor crítico	Interpretação
PdAg X CoCr c	3.9325	8.6763	Não significante
PdAG X CoCr u	3.5350	8.6763	Não significante
CoCr c X CoCr u	-0.3975	8.6763	Não significante

Para comparar a influência da das fases laboratoriais na deformação da região peri-implantar foi utilizado Análise de variância - N grupos pareados e pudemos notar que não houve diferença estatisticamente significante entre os resultados de deformação obtidos. Estes dados podem ser observados na Tabela 27 e confirmados pelo Teste de Tukey para comparações independentes na Tabela 28. As médias e desvio padrão das deformações da região peri-implantar quando somente a infra-estrutura foi testada e após a aplicação da cobertura cerâmica estão representadas na Tabela 29.

Tabela 27 - Análise de Variância – N grupos pareados

Fonte de variação	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F"	Probabilidade
Grupos	97.7681	1	97.7681	1.8301	0.2033
Réplicas	701.0974	11	63.7361		
Interação	587.6417	11	53.4220		
Total	1386.5072	23			

Tabela 28 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05

Comparação	Diferença	Valor crítico	Interpretação
Sobrefundição X Porcelana	4.0367	6.5723	Não significante

Tabela 29 - Média, Desvio Padrão e Número de corpos de prova

Grupo	Média	Desvio Padrão	Número
Sobrefundição	43.1975	9.8978	12
Porcelana	39.1608	4.3808	12

Após o aperto do parafuso da prótese implanto-suportada vimos que ocorre uma deformação no intermediário e esta deformação se propaga e induz também uma deformação nos tecidos peri-implantares. Desta forma aplicamos o Coeficiente de correlação de Pearson e através dele podemos afirmar que a correlação é fraca ou inexiste tanto quando analisamos a infra-estrutura (Tabela 30) como também quando analisamos a cobertura cerâmica (Tabela 31).

Tabela 30 - Coeficiente de correlação de Pearson. Avaliação da infra-estrutura

Variáveis	Correlação	Prob. (bicaudal)	Intersecção	Coef. Ang.	Número
Cilindro X Osso	0.1291	0.6893	41.0419	0.0137	12

Tabela 31 - Coeficiente de correlação de Pearson. Avaliação da cobertura cerâmica

Variáveis	Correlação	Prob (bicaudal)	Intersecção	Coef. Ang.	Número
Cilindro X Osso	0.3009	0.3420	36.1969	0.0330	12

Quando comparamos os dados de deformação obtidos nas duas fases do experimento (após a fundição e cobertura cerâmica com glaze) através de Análise de Variância (ANOVA – One Way), podemos constatar que não houve diferenças significantes entre o grupo formado por cilindros protéticos de ouro livres de qualquer manuseamento e fixados ao intermediário com torque de 10 Ncm tanto com relação à deformação do intermediário (Tabelas 32, 33, 36 e 37) como para a do osso (Tabelas 34, 35, 38 e 39).

Tabela 32 - ANOVA – One Way. Deformação do intermediário após teste da fundição

Fonte de variação	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F"	Probabilidade
Entre grupos	45183.86	3	15061.28	2.78	0.086
Resíduo	64876.96	12	5406.41		
Total	110060.82	15			

Bartlett = 14.289 Probabilidade = 0.0025

Tabela 33 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05

Comparação	Diferença	Valor crítico	Interpretação
Cilindro de ouro X Cocr c	-139.01	154.41	Não significante
Cilindro de ouro X Cocr u	-20.89	154.41	Não significante
Cilindro de ouro X PdAg	-44.48	154.41	Não significante

Tabela 34 - ANOVA – One Way. Deformação do osso após teste da fundição

Fonte de variação	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F"	Probabilidade
Entre grupos	609.34	3	203.11	2.38	0.12
Resíduo	1021.85	12	85.15		
Total	1631.19	15			

Bartlett = 9.95 Probabilidade = 0.018

Tabela 35 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05

Comparação	Diferença	Valor crítico	Interpretação
Cilindro de ouro X Cocr c	-7.38	19.38	Não significante
Cilindro de ouro X Cocr u	-7.73	19.38	Não significante
Cilindro de ouro X PdAg	-17.38	19.38	Não significante

Tabela 36 - ANOVA – One Way. Deformação do intermediário após teste da cobertura cerâmica

Fonte de variação	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F"	Probabilidade
Entre grupos	507.87	3	169.29	0.12	0.95
Resíduo	17090.46	12	1424.20		
Total	17598.32	15			

Bartlett = 10.09 Probabilidade = 0.018

Tabela 37 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05

Comparação	Diferença	Valor crítico	Interpretação
Cilindro de ouro X Cocr c	-5.88	79.25	Não significante
Cilindro de ouro X Cocr u	-3.53	79.25	Não significante
Cilindro de ouro X PdAg	8.94	79.25	Não significante

Tabela 38 - ANOVA – One Way. Deformação do osso após teste da cobertura cerâmica

Fonte de variação	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	"F"	Probabilidade
Entre grupos	175.94	3	58.65	1.87	0.19
Resíduo	375.31	12	31.28		
Total	551.25	15			

Bartlett = 3.01 Probabilidade = 0.39

Tabela 39 - Teste de Tukey – Nível de significância = 0.05

Comparação	Diferença	Valor crítico	Interpretação
Cilindro de ouro X Cocr c	-5.35	11.74	Não significante
Cilindro de ouro X Cocr u	-5.75	11.74	Não significante
Cilindro de ouro X PdAg	-9.28	11.74	Não significante

5.2 DISCUSSÃO

A extensometria é uma técnica que visa medir deformações de corpos tendo aplicação bastante diversificada, englobando áreas da engenharia e atualmente da bioengenharia a qual foca seu estudo nas forças que atuam sobre os sistemas de implantes e de que forma estas forças são transmitidas e absorvidas pelo osso de suporte no qual o implante está ancorado. Rubo & Souza (2001) e Kim et al. (2009) afirmam que esta técnica permite avaliar com maior precisão os fenômenos envolvidos no assentamento da prótese implanto-suportada.

A extensometria se baseia na propriedade apresentada pelos metais de se deformarem e esta deformação modifica sua resistência elétrica. O alongamento ou a compressão alteram proporcionalmente a resistência elétrica criada à corrente de baixa intensidade que os percorre, permitindo registros de deformação sofrida pelo objeto ao qual estão colados (CLELLAND et al., 1996). As configurações dos *strain gauges* utilizados para estudo da biomecânica dos implantes normalmente são uniaxiais ou rosetas e estão normalmente aderidos aos implantes, *abutments* ou a conectores rígidos da prótese (SAHIN et al., 2002).

Quando um material sofre uma estimulação, seja por tração ou compressão, ocorre uma alteração estrutural que pode ser expressa pela razão entre as dimensões originais do objeto sob estresse e sua dimensão original gerando valores

absolutos e sem unidade. Estes valores são extremamente pequenos e expressos em με (microdeformação) que corresponde a 10^{-6} ε. Mil unidades de deformação correspondem ao alongamento ou compressão de 0,1% da estrutura em questão (WISKOTT e BELSER, 1999).

Em nosso experimento, além de colarmos os *strain gauges* na superfície lateral do *abutment*, colamos também na superfície modelo experimental, pois a concentração máxima de estresse é esperada nestas áreas coincidindo com a localização de defeitos ósseos na prática clínica.

No nosso trabalho, quando se apertaram os parafusos de retenção das próteses com o torque de 10 Ncm, a microdeformação nos intermediários e ao redor dos implantes foi quantificada e qualificada pelos extensômetros sem que nenhuma influência externa pudesse distorcer os resultados obtidos. A deformação captada pelo extensômetro colado no intermediário apresentou valores positivos e negativos (Anexos A, B, C, D, E, F e G) em todas as fases do experimento indicando que em determinadas áreas a deformação ocorria por compressão (números negativos) e em outras por tração (números positivos). Isto nos confirma que as próteses investigadas mantinham certo nível de desajuste, mostrando ser quase impossível produzir de forma convencional restaurações implanto-suportadas que exibam um assentamento passivo verdadeiro. Alguns autores consideram que, na condição de assentamento totalmente passivo, não deveria haver deformação, com os *strain gauges* mostrando "zero *microstrain*" (KARL et al., 2008). Nosso entendimento é contrário a essa afirmação, pois a total ausência de deformação indicaria ou falta de contato entre o cilindro e o intermediário ou ausência de torque no parafuso. Entendemos que, numa condição ideal de adaptação passiva, deveria haver uma deformação uniforme e de natureza compressiva ao longo de toda a circunferência do intermediário.

A necessidade do desenvolvimento de novos dispositivos que ajudem a entender a biomecânica da prótese implanto-suportada nos levou neste experimento a estudar materiais que nos ajudassem a entender melhor o comportamento dos vetores das forças que atuam sobre o conjunto prótese-implante e de que forma estas forças são neutralizadas pelo osso peri-implantar. De acordo com Bonneta et al. (2009), o uso de modelos isotrópicos, são fundamentais para o estudo biomecânico de situações numéricas, e como foi demonstrado neste estudo, o

poliuretano possui estas características, foi o material de escolha para a confecção do modelo simulando a região mandibular.

No nosso trabalho a influência do aperto do parafuso protético foi avaliada para que pudéssemos determinar a deformação do osso peri-implantar simulado em elementos isolados, portanto sem influência a influência de um segundo conjunto cilindro/intermediário soldado ao primeiro formando uma estrutura complexa. Estes valores seriam equivalentes ao de uma infra-estrutura que apresentasse um assentamento ideal entre os componentes dos implantes e gerasse somente forças inerentes a pré-carga necessária para a união firme entre os componentes do sistema de implantes gerou forças de pequena magnitude no osso simulado, sendo desejável para uma prótese implanto-suportada com assentamento passivo.

Diferentemente do trabalho realizado por Çehreli et al. (2005), utilizamos quatro *strain gauges* (correspondente às faces vestibular, lingual, mesial e distal) que foram estrategicamente posicionados para gravar as tensões no osso imediatamente adjacente a ele. Este posicionamento dos *strain gauges* permitiu obter a informação da deformação adjacente a região cervical do implante. Esta localização foi utilizada pelo fato de que as maiores concentrações de estresse estão localizadas no pescoço e ápice dos implantes dentais (TASHKANDI et al., 1996) e se supõe representar melhor os fenômenos de deformação ocorridos em toda interface do sistema implante-osso.

O material por nós utilizado para simular o osso peri-implantar, poliuretano, consiste de dois líquidos, Poliol (parte A) e Isocianato (parte B), que quando misturados tomam presa e se apresentam como um material resistente e com propriedade mecânica semelhante ao do osso trabecular. Após sua presa, apresenta-se como um material resistente, com densidade de 1,05 g/cm^3 e módulo de elasticidade de 571,11 ± 58,17 MPa. Estes valores são corroborados pelos trabalhos de Giesen et al. (2001) que estudaram amostras de osso trabecular do côndilo da mandíbula, Tomatsu et al. (1996) que mostraram as características anisotrópicas do osso mandibular refletindo assim sua complexidade e Mish; Qu e Bidez (1999) que, testando o módulo de elasticidade do osso trabecular encontraram um valor mais alto na região anterior e que a ausência do osso cortical diminui este valor.

O desenvolvimento e condução deste tipo de experimento em âmbito laboratorial se fazem necessários já que estudos utilizando extensômetros são difíceis de serem realizados na cavidade bucal pela dificuldade de fixação sensores de leitura diretamente sobre o osso e são influenciados por características como oleosidade natural do osso e umidade do ambiente, além o obvio desconforto para o paciente.

O uso do sistema do implantes Bränemark para este estudo foi baseado no amplo conhecimento científico relacionado a este sistema. Para padronização da sobrefundição, um corpo de prova foi inicialmente encerado e a partir dele foi feita uma matriz de silicona de condensação laboratorial para que todos os corpos de prova tivessem as mesmas características quanto à forma e dimensões para que os resultados de deformação pudessem ser comparados entre si sem sofrer qualquer tipo de interferência. Os cilindros de CoCr receberam sobrefundição com o mesmo tipo de liga e os cilindros de Ouro receberam sobrefundição com liga de PdAg. O ensaio foi repetido por três vezes para que distorções pudessem ser minimizadas e para que os resultados representassem o mais fielmente possível os fenômenos de deformação ocorridos tanto no intermediário como no osso simulado.

Quando avaliamos os valores de deformação das sobrefundições dos cilindros protéticos, tivemos valores que variaram de – 669,89 με até + 57,46 με para os cilindros de CoCr calcinável, – 327,75 με até + 90,21 με para os cilindros de CoCr usinado e – 353,27 με até – 55,61 με para os cilindros sobrefundidos em liga PdAg.

O valor de deformação do intermediário frente ao aperto do parafuso da infra-estrutura está em concordância com estudo prévio realizado por Moretti-Neto et al. (2009) no qual o fenômeno de deformação dos intermediários, quando se testou o aperto do parafuso de cilindro protético de diferentes ligas, não apresentou diferença estatística significante entre elas.

As sobrefundições em liga PdAg apresentaram somente deformações do tipo compressão o que nos leva a deduzir que ocorreu um assentamento total e uniforme entre o cilindro protético e a plataforma do intermediário, já o assentamento das infra-estruturas de CoCr calcinável e CoCr usinado apresentaram deformações por compressão e tração o que nos faz pensar que o assentamento entre o cilindro protético e a plataforma do implante não foi tão eficiente. Este achado está,

provavelmente, associado à falta de contato íntimo entre estes dois componentes no levando a imaginar que de um lado existiu um contato entre a superfície dos componentes e de outro lado não, o que segundo Duyck et al. (2001) e Isa; Hobkirk (1995) seria resultado de uma falta de simetria entre o assentamento entre dois componentes do sistema de implantes.

Segundo Akça (2009) a tensão inicial da infra-estrutura de próteses retidas por parafusos depende da distorção tri-dimensional sofrida durante a fabricação levando a mudanças na inserção ótima do parafuso da prótese e da superfície interna do retentor que não é ajustado clinicamente a parede axial do *abutment* correspondente.

Ainda segundo Burguete et al. (1994), pequenos desajustes podem ocorrer pela falta de alinhamento entre o orifício do parafuso da prótese com o do *abutment* o que resultaria em deformação do parafuso de fixação. Quando a prótese não faz contato completo com o *abutment*, existirão fendas entre toda ou parte da superfície contactante. Desta forma a pré-carga é usada para aproximar as superfícies levando-as até o contato. Se isto não ocorrer, forças de tração na região estarão presentes.

Estes fenômenos de deformação verificados quando se avaliaram os cilindros protéticos sobrefundidos em liga de CoCr e liga nobre de PdAg podem também ser explicados pela reprodutibilidade no assentamento dos componentes pré-fabricados, já que 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. Isto estaria associado à inexatidão do processo de fabricação que pode provocar alterações que não seriam bem aceitas pelo sistema cilindro-intermediário (HECKER; ECKERT, 2003, HOLLWEG, 2000). As deformações sofridas pelos intermediários com o aperto do parafuso das infra-estruturas utilizando cilindros de CoCr calcináveis podem ainda estar associadas a desadaptações verticais, horizontais e angulares (MILLINGTON; LEUNG, 1995) inerentes ao processo de fundição. Estas desadaptações são muitas vezes negligenciadas quando se entrega a prótese, por serem de difícil visualização sem auxílio de um microscópio, levando-nos a acreditar que este tipo de interferência possa justificar de alguma forma a falta de uniformidade encontrada nas deformações destes grupos.

Na segunda fase do experimento avaliamos a influência do aperto do parafuso protético após as fases de queima da porcelana para aplicação do opaco, estratificação da cerâmica e vitrificação. Os valores de deformação medidos após estes procedimentos variaram de +95,29 με até – 398,89 με para o grupo que utilizava cilindros de CoCr calcinável, + 25,99 με até – 319,09 με para o grupo que utilizava cilindros de CoCr usinado e + 42,06 με até – 137,39 με para o grupo que utilizava cilindros de Ouro.

Quando comparamos os valores de deformação entre a primeira fase do experimento (sobrefundição) e a segunda fase (aplicação da porcelana) vimos que a alteração dimensional induzida pelas queimas para aplicação do opaco, da cerâmica e vitrificação levou a uma redução dos valores de deformação apresentando diferenças estatisticamente significante entre as duas fases.

Vasconcelos (2005) em seu experimento encontrou resultados semelhantes aos encontrados neste trabalho. Após os ciclos térmicos para aplicação de porcelana, desajustes protéticos entre os componentes das próteses implanto-suportadas aumentaram prejudicando o assentamento desta estrutura. Em nosso trabalho os ciclos térmicos pioraram as características de assentamento entre os componentes já que ocorreu uma diminuição dos valores de deformação, o que nos faz pensar que a justaposição entre o cilindro e o intermediário se deteriorou após a finalização dos corpos de prova. No nosso experimento foi avaliada a deformação causada por uma prótese unitária e no experimento de Vasconcelos (2005) a prótese apresentava quatro elementos o que torna mais crítico à deformação da infra-estrutura.

O nosso trabalho não mostrou diferenças significantes na deformação gerada entre o cilindro fundido em CoCr e o cilindro usinado de PdAg. Estes resultados são corroborados pelos resultados encontrados por Heckermann et al., 2004, Karl et al., 2004, Karl et al., 2005. Neles, a influência dos dois métodos de fabricação de próteses implanto-suportada parafusadas foi testada 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; Larsen, 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.

Ressaltamos ainda que o simples aperto dos parafusos do sistema prótese-implante gera deformações neste conjunto e por conseqüência esta força será transmitida para o osso ao redor do implante, cabendo ao cirurgião dentista procurar minimizar erros durante o processo de confecção da prótese para que as forças transmitidas para o osso de suporte sejam somente aquelas suportadas por ele.

Segundo Katz (1995), o osso não é homogêneo, suas propriedades físicas variam muito de acordo com a raça, idade, sexo, tipo de osso (femural, mandibular, cortical, medular), e de acordo com a localização do osso de onde cada espécime é coletado. Desta forma, o modelo por nós utilizado apresentaria um comportamento uniforme nos dando parâmetros de deformação de uma prótese com assentamento ideal.

Os valores de deformação da região peri-implantar foram muito pequenos. Segundo a Teoria preconizada por Frost (1994), existe uma tensão mínima efetiva (TME) acima da qual haveria uma reposta adaptativa e abaixo dela o osso permaneceria estável. Para tensões abaixo de 50 με observa-se efeito de desuso, entre este valor e 1500 με ocorre o equilíbrio e deformações acima de 3000 με poderiam gerar reabsorções.

Ao analisarmos as médias das deformações vemos que os valores ficam próximos dos 50 με. A deformação da região peri-implantar quando as infra-estruturas foram parafusadas sobre os intermediários apresentou media de 49,74 ± 15,98 με para a liga de PdAg, 39,74 ± 2,40 με para liga CoCr com cilindro calcinável e 40,10 ± 3,48 με para a liga de CoCr com cilindro usinado.

Após a aplicação da cobertura cerâmica os valores de deformação da região peri-implantar apresentaram uma discreta redução. Os valores médios de deformação foram de 41,65 ± 5,58 με para a liga de PdAg, 37,72 ± 2,76 με para liga CoCr com cilindro calcinável e 38,11 ± 4,37 με para a liga de CoCr com cilindro usinado.

A estrutura óssea é dividida em duas categorias (osso compacto e o osso trabecular) que apresentam características mecânicas diferentes sendo que o Módulo de Young do osso cortical é dez vezes maior que o do osso trabecular. Adicionalmente, o estresse no osso é proporcional ao Módulo de Young e quanto mais compacta for a qualidade óssea, maior será o estresse (ICHIKAWA et al., 1997).

Os valores de deformação apresentados pelo osso simulado após o aperto do parafuso das próteses foram muito baixos, o que significa dizer que se somente estas forças atuassem sobre o sistema de implantes poderia ocorrer uma reabsorção óssea por desuso, o que é corroborado pelos resultados obtidos por Çehreli et al. (2006). Em seu experimento, os resultados, no que diz respeito à deformação óssea ao redor dos implantes são muito parecidos. O nível de tensão no osso em alvéolos que receberam implantes e submetido cargas axiais que variaram de 25 a 100 N registrou uma deformação que em média variou de 10,63 até 145,06 με dependendo da posição do implante. Desta forma o nível de tensão encontrado por eles também mostrou cair dentro da janela de atrofia por desuso. Contudo, é importante salientar que os implantes no ambiente bucal estão expostos a forças dinâmicas de várias magnitudes o que causa a estimulação óssea necessária à hemostasia, proporcionando sucesso para a terapia à longo prazo (AKÇA, 2005).

As tensões ao redor do implante após o aperto do parafuso da prótese em nosso experimento estão também em concordância com o trabalho realizado por Çehreli et al. (2005) onde eles avaliaram a deformação óssea na cortical vestibular da maxila em dentes naturais e após a colocação de implantes imediatos suportando prótese unitária, prótese de três elementos e prótese total sob a aplicação de cargas axiais de 25 a 100 N.

Diante disto podemos pensar que as forças deletérias geradas para o sistema prótese-implante-osso alveolar deveriam ser bem avaliadas pelo profissional. Aspectos relacionados com número de implantes, desenho da prótese (comprimento de cantililever), oclusão, hábitos parafuncionais, qualidade e quantidade óssea influenciam para que as forças aplicadas sobre o sistema não exceda os limites de tolerância do osso peri-implantar como ficou demonstrado por Suedam (2009).

O comportamento do tecido vivo é muito complexo, as microdeformações apresentadas por eles quando comparadas com materiais artificiais apresentam características diferentes, mas conforme Kim et al. (1999) existe a possibilidade de correlacionamento entre os resultados obtidos em experimentos laboratoriais com modelos artificiais e aqueles encontrados em situações clínicas verdadeiras.

Segundo Misch (1999), a diferença no modulo de elasticidade do implante de titânio e o osso, dependendo da densidade óssea e a presença da placa cortical, pode chegar pode chegar a 10 vezes. Como resultado, movimento relativo e a falha do implante tem o risco aumentado com forças oclusais excessivas e/ou densidades ósseas menores.

No presente estudo a aplicação dos *strain gauges* no osso simulado próximo ao pescoço do implante visou determinar o gradiente de força o mais próximo possível da parte mais crítica do implante carregado, pois esta região é a primeira a apresentar sinais de perda e consecutiva reabsorção em situações de sobrecarga.

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.

Embora este estudo *in vitro* tenha se baseado em um modelo homogêneo com propriedades mecânicas conhecidas, as informações obtidas servirão de parâmetros para a medição da deformação óssea para experimentos mais complexos sobre o padrão de distribuição de estresse no estudo da biomecânica de prótese implanto-suportada, como por exemplo, em casos de infra-estruturas com dois ou mais elementos e submetidos a carga axial.

6 CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

Levando-se em consideração os resultados encontrados de deformação da região perimplantar e do intermediário frente ao aperto do parafuso das infra-estruturas nos dois momentos experimentais podemos concluir que:

1 – Aceita-se a primeira hipótese nula, pois quando se variou o tipo de cilindro e liga utilizadas não houve diferenças estatisticamente significantes tanto para a deformação do intermediário como para a deformação do osso simulado.

2 – A segunda hipótese nula testada apresentou o seguinte comportamento:

- rejeita-se a hipótese nula quando a deformação do intermediário é avaliada, pois existiu diferença estatisticamente significante quando a técnica laboratorial de confecção da prótese foi considerada;
- aceita-se a hipótese nula quando a deformação do osso simulado foi avaliada, pois não existiu diferença estatisticamente significante quando a técnica laboratorial de confecção da prótese foi considerada.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

AKCA, K.; AKKOCAOGLU, M.; COMERT, A.; TEKDEMIR, I.; ÇEHRELI, M. C. Human ex vivo bone tissue strains around immediately loaded implants supporting maxillary overdentures. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v. 16, p. 715-722, 2005.

AKÇA, K., KOBAT, A. M.; SAHIN, S; IPLIKCIOGLU, H.; CEHRELI, M. C. Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. **Med Eng Phys**, doi: 10.1016/j.medengphy.2009.02.005, 2009.

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.

BONNET, A. S.; POSTAIRE, M.; LIPINSKI, P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. **Med Eng Phys**, v. 31, p. 806-815, 2009.

BOZKAYA, d.; MUFTU, S.; MUFTU, A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 92, p. 523-530, 2004

BURGUETE, R. L.; JOHNS, R. B.; KING, T.; PATTERSON, E. A. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 71, p. 592-599, 1994.

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.

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.

ÇEHRELI, M. C.; AKKOCAOGLU, M.; COMERT, A.; TEKDEMIR, I.; AKCA, K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v. 16, p. 540-548, 2005.

ÇEHRELI, M. C.; COMERT, A.; AKKOCAOGLU, M.; TEKDEMIR, I.; AKCA, K. Towards the limit of quantifying low-amplitude strains on bone and in coagulum

around immediately loaded oral implants in extraction sockets. **Med Bio Eng Comput**, v. 44, p. 86-94, 2006.

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.

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.

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.

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.

DI FELICE R. et al. Cementable implant crows 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.

DUNCAN, R.L.; TURNER, C.H. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. **Calcif Tissue Int**, New York, v. 57, n. 5, p. 344-358, Nov. 1995.

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.

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.

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.

FROST, H.M. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. **Angle Orthod**, Applelton, v. 64, n. 3, p. 175-188, June 1994.

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.

GIESEN, E. B. W.; DING, M.; DALSTRA, M.; VAN EIJDEN, T. M. G. J. Mechanical properties of cancellous bone in the human mandibular condyle are anisotropic. **J Biomech**, v. 34, p. 799-803, 2001.

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.

GUICHET, D. L. et al. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. **Int J Oral Maxillfac Implants**, Lombard, v. 15, n. 2, p. 239-246, 2000.

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.

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.

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.

HEITZ-MAYFIELD, L. J.; SCHMID, B.; WEIGEL, C.; GERBER, S.; BOSSHARDT, D. D.; JÖNSSON, J.; LANG, N. P. Does excessive occlusal load effect osseointegration? An experimental study in the dog. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v. 15, p. 259-268, 2004.

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.

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.

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.

HULTERSTRÖM, M.; NILSSON, U. Colbalt-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.

ICHIKAWA, T.; KANITANI, H.; WIGIANTO, R.; KAWAMOTO, N.; MATSUMOTO, N. Influence of bone quality on the stress distribution. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v 8, p. 18-22, 1997

IPLIKÇIOGLU, H. et al. Comparison of non-linear finite elemente 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.

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.

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.

ISIDOR, F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin Oral Imp Res**, Copenhagen, v. 17 (Suppl. 2), p. 8-18, 2006.

JACQUES, L. B.; MOURA, M. S. ; SUEDAM,. V. ; SOUZA, E. A. C. ; RUBO, J. H. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v. 20, p. 737-741, 2009.

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.

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.

JORNÉUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crows supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 7, n. 3, p. 353-359, 1992.

KANO, S. C. et al. A. Disajustment of prosthetic components using different alloys. **J Dent Res,** Washington v. 74, n. 3, p. 806, 1995. Abstract n. 206.

KARL, M. et al. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. **Int J Oral Maxillfac Implants**, Lombard, v. 19, n. 1, p. 30-37, 2004.

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.

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.

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.

KARL, M. et al. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. **J Prosthodont**, Philadelphia PA, v. 17, p. 03-08, 2008.

KIM, H. K.; HEO, S. J.; KOAK, J. Y.; KIM, S. K. In vivo comparison of force development with various materials of implant-supported prostheses. **J Oral Rehabil**, v. 36, p. 616-625, 2009.

KOKAT, A. M.; COMERT, A.; TEKDEMIR, I.; AKKOCAOGLU, M.; AKÇA, K.; ÇEHRELI, M. C. Human ex vivo bone tissue strains around immediately-loaded implants supporting mandibular fixed prostheses. **Implant Dent**, Baltimore, v. 18, p. 162-171, 2009

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.

LINDH, C.; PETERSSON, A.; KLINGE, B.; NILSON, M. Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 26, p. 101-106, 1997.

LONGONI, S. et al. Passive definitive fit of bar-supported implant overdentures. **Implant Dent**, Baltimore, v. 15, n. 2, p. 129-134, 2006.

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.

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.

MISCH, C.E.; QU, Z.; BIDEZ, M.W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 57, p. 700-706, 1999.

MORETTI NETO, R.T.; MOURA, M. S.; SOUZA, E. A. C.; RUBO, J. H. Implant abutment deformation during porsthetic cylinder screw tightening: an in vitro study. **Int J Prosthodont**, Illinois, v. 22, p. 391-395, 2009.

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.

OH, T. J.; YOON, J.; MISCH, C. E.; WANG, H. L. The causes of early implant bone loss: myth or science? **J Periodontol**, v. 73, p. 322-333, 2002.

O'MAHONY A. M.; WILLIANS, J. L.; KATZ J. O.; SPENCER, P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v. 11, p. 415-421, 2000.

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.

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.

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.

RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Computacional methods applies to bioengeneering: solution of load problems in implant prosthesis. **Rev Fac Odontol Bauru**, Bauru, v. 9, n. 3 /4, p. 97-103, jul.-dez. 2001.

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.

SAHIN, S.; ÇEHRELI, M. C.; YALÇIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. **J Dent**, v 30, p. 271-282, 2002.

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.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 49, n.6, p. 843-848, June 1983.

SPIKERMANN, H. et al. Biomechanics. In: ____. **Color atlas of dental medicine implantology.** New York: Thieme Medical Publishers, 1995. p. 81-90.

SUEDAM, V. **Avaliação da deformação gerada na região peri-implantar de prótese fixa implantossuportada, com a utilização de extensômetros lineares elétricos.** 2009. 134 p. Tese (Doutorado em odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2009.

TASHKANDI, E. A.; LANG, B. R.; EDGE, M. J. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 76, p. 158-164, 1996.

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.

VASCONCELOS, D. K. **Efeito dos ciclos térmicos para a aplicação da cerâmica na passividade de próteses implanto-suportada, observados pela extensometria.** 2005. 123 p. Tese (Doutorado em odontologia) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005

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.

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.

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.

ANEXOS

ANEXOS

ANEXO A - Resultado das deformações do intermediário e região peri-implantar dos cilindros protéticos se ouro isolados.

CORPO DE PROVA 01							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-85,71**	**-96,36**	**-63,14**	**159,75**	**79,93**	**85,51**	**10,64**
02	**-78,05**	**-87,47**	**-86,41**	**11,45**	**-11,28**	**9,17**	**-50,78**
03	**-61,78**	**-87,61**	**-79,36**	**34,39**	**-25,12**	**0,75**	**-50,81**
CORPO DE PROVA 02							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-84,88**	**-93,16**	**-95,32**	**-3,55**	**-49,56**	**-48,91**	**-62,39**
02	**-99,74**	**-102,32**	**-89,59**	**-5,59**	**-30,24**	**-14,25**	**-60,56**
03	**-68,71**	**-92,21**	**-97,68**	**6,19**	**-39,72**	**-10,01**	**-49,13**
CORPO DE PROVA 03							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-79,67**	**-86,15**	**-99,43**	**-9,79**	**-33,07**	**-29,08**	**2,17**
02	**-69,93**	**-95,61**	**-106,12**	**27,67**	**-27,22**	**-26,59**	**-53,34**
03	**-91,49**	**-109,16**	**-99,61**	**13,54**	**-20,62**	**-19,43**	**-48,69**
CORPO DE PROVA 04							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-106,88**	**-111,09**	**-101,48**	**-11,75**	**-52,56**	**-25,96**	**-59,96**
02	**-75,73**	**-123,87**	**-118,42**	**21,82**	**-6,34**	**-6,82**	**-44,87**
03	**-38,84**	**-86,73**	**-72,72**	**-10,31**	**-25,51**	**-59,71**	**-7,23**

* SG – *strain gauges* (extensômetros)
** Deformação em *microstrain* (με)

ANEXO B - Resultado das deformações do intermediário e região peri-implantar das infra-estruturas de prótese unitária implanto-suportada parafusada, fundidas com liga de Pd-Ag (Por-on 4).

CORPO DE PROVA 01							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-102,99**	**-61,45**	**-34,54**	**+11,89**	**-32,12**	**+4,22**	**-33,04**
02	**-86,49**	**-59,66**	**-17,23**	**-66,64**	**-44,31**	**-64,95**	**-42,29**
03	**-69,53**	**-75,77**	**-28,16**	**+0,10**	**-18,00**	**-34,43**	**-62,62**
CORPO DE PROVA 02							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-319,34**	**-90,24**	**-132,88**	**-64,65**	**-100,10**	**-68,10**	**-48,62**
02	**-247,38**	**-116,88**	**-164,94**	**+45,13**	**-13,60**	**-47,41**	**-74,87**
03	**-310,31**	**-111,63**	**-162,77**	**+36,80**	**-13,33**	**-53,26**	**-75,32**
CORPO DE PROVA 03							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-447.87**	**-55,61**	**-82,50**	**-69,39**	**-144,87**	**-204,44**	**-140,56**
02	**-353,27**	**-74,64**	**-84,84**	**+20,89**	**-10,01**	**-43,93**	**-72,88**
03	**-325,02**	**-78,55**	**-95,74**	**+25,24**	**-7,51**	**-35,98**	**-71,52**
CORPO DE PROVA 04							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-59,28**	**-131,69**	**-123,60**	**+53,28**	**-13,58**	**-58,97**	**-67,78**
02	**-84,70**	**-134,69**	**-144,40**	**+48,18**	**+10,25**	**-30,20**	**-60,30**
03	**-58,01**	**-145,36**	**-151,75**	**+50,27**	**-2,04**	**-34,78**	**-54,89**

* SG – *strain gauges* (extensômetros)
** Deformação em *microstrain* (με)

ANEXO C - Resultado das deformações do intermediário e região peri-implantar das infra-estruturas de prótese unitária implanto-suportada parafusada, fundidas com liga de Cr-Co (Dan Ceramalloy) com cilindro protético usinado.

CORPO DE PROVA 01							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-18,20**	**+44,54**	**-306,91**	**-43,21**	**-4,64**	**-56,22**	**-14,69**
02	**-38,51**	**+36,24**	**-278,94**	**+33,63**	**+27,11**	**-40,41**	**-72,59**
03	**-39,08**	**+37,08**	**-272,43**	**+57,79**	**+34,07**	**-48,82**	**-64,28**
CORPO DE PROVA 02							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-108,24**	**-139,82**	**-130,11**	**+7,23**	**+65,06**	**-12,82**	**+35,32**
02	**-269,30**	**-127,78**	**-149,80**	**+32,24**	**-11,03**	**-22,89**	**-75,19**
03	**-327,75**	**-106,96**	**-158,27**	**+56,00**	**+47,98**	**+7,22**	**-47,37**
CORPO DE PROVA 03							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-144,26**	**-28,39**	**+90,21**	**+19,80**	**+13,18**	**-36,46**	**-81,64**
02	**-154,51**	**+24,03**	**+47,54**	**+54,21**	**+52,48**	**-23,81**	**-60,42**
03	**-147,31**	**+11,90**	**-8,42**	**+35,66**	**+26,17**	**-42,30**	**-68,91**
CORPO DE PROVA 04							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**+6,93**	**-206,01**	**-52,70**	**-6,37**	**+51,53**	**-18,16**	**+17,69**
02	**-13,24**	**-170,13**	**-44,41**	**+73,74**	**+41,77**	**-26,83**	**-70,48**
03	**-18,47**	**-159,95**	**-55,97**	**+56,80**	**+10,06**	**-46,64**	**-72,10**

* SG – *strain gauge* (extensômetro)
** Deformação em *microstrain* (με)

ANEXO D - Resultado das deformações do intermediário e região peri-implantar das infra-estruturas de prótese unitária implanto-suportada parafusada, fundidas com liga de Cr-Co (Dan Ceramalloy) com cilindro protético calcinável.

CORPO DE PROVA 01							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-132,00**	**-11,02**	**-669,89**	**-35,06**	**-33,79**	**-74,17**	**-39,73**
02	**-163,53**	**-70,29**	**-618,91**	**-20,17**	**-30,55**	**-68,30**	**-33,21**
03	**-240,30**	**-62,58**	**-584,58**	**+0,10**	**-19,36**	**-55,91**	**-52,76**
CORPO DE PROVA 02							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-371,13**	**-132,66**	**-618,66**	**-31,49**	**-16,18**	**-60,36**	**-93,59**
02	**-415,18**	**-140,99**	**-607,27**	**+21,78**	**-3,93**	**-45,77**	**-67,17**
03	**-419,04**	**-130,87**	**-606,30**	**+8,15**	**-19,62**	**-49,14**	**-82,45**
CORPO DE PROVA 03							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-132,64**	**-159,73**	**-72,07**	**-42,00**	**-36,39**	**-106,23**	**-72,25**
02	**-166,27**	**-98,88**	**-122,37**	**-1,96**	**+4,76**	**-24,73**	**-75,89**
03	**-248,22**	**-80,05**	**-104,01**	**+38,72**	**+15,07**	**-19,18**	**-65,02**
CORPO DE PROVA 04							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-110,26**	**-92,81**	**+49,72**	**+27,44**	**+2,14**	**-39,61**	**-59,77**
02	**-280,71**	**-98,35**	**+57,46**	**+34,71**	**+17,15**	**-26,78**	**-71,96**
03	**-170,26**	**-130,60**	**+57,15**	**+36,93**	**+7,09**	**-43,90**	**-75,44**

* SG – *strain gauge* (extensômetro)
** Deformação em *microstrain* (με)

ANEXO E - Resultado das deformações do intermediário e região peri-implantar das próteses unitárias implanto-suportada parafusada, com cobertura cerâmica aplicada sobre infra-estruturas fundidas com liga de Pd-Ag (Pors-on 4).

CORPO DE PROVA 01							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**+4,81**	**-112,15**	**-86,15**	**-35,09**	**-27,85**	**-62,10**	**-82,62**
02	**+42,06**	**-108,19**	**-71,91**	**+37,74**	**-11,74**	**-34,97**	**-74,69**
03	**-0,99**	**-25,55**	**-62,18**	**-61,45**	**-46,82**	**-73,60**	**-76,86**
CORPO DE PROVA 02							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-85,72**	**-112,77**	**-51,88**	**-11,83**	**-54,66**	**-45,90**	**-100,31**
02	**-119,07**	**-116,92**	**-71,47**	**+43,29**	**-2,07**	**-56,28**	**-69,91**
03	**-107,26**	**-137,39**	**-59,99**	**+43,87**	**-1,47**	**-43,74**	**-49,04**
CORPO DE PROVA 03							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-124,70**	**-113,25**	**-111,68**	**+27,87**	**+36,63**	**-64,60**	**-56,97**
02	**-67,68**	**-105,69**	**-104,78**	**+26,64**	**+22,93**	**+4,45**	**-47,87**
03	**-76,41**	**-99,89**	**-115,72**	**-3,07**	**-42,26**	**-64,12**	**-96,09**
CORPO DE PROVA 04							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-9,56**	**-120,66**	**-89,64**	**-11,40**	**+5,84**	**-54,12**	**-72,44**
02	**+1,50**	**-116,94**	**-83,99**	**+58,16**	**+39,47**	**+11,89**	**-36,71**
03	**-1,27**	**-88,60**	**-92,69**	**+46,74**	**+18,97**	**-13,94**	**-42,10**

* SG – *strain gauge* (extensômetro)
** Deformação em *microstrain* (με)

ANEXO F - Resultado das deformações do intermediário e região peri-implantar das próteses unitárias implanto-suportada parafusada, com cobertura cerâmica aplicada sobre as infra-estruturas fundidas com liga de Cr-Co (Dan Ceramalloy) com cilindro protético usinado.

CORPO DE PROVA 01							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-89,81**	**+9,66**	**-80,21**	**-59,90**	**-2,15**	**-96,17**	**-14,86**
02	**-102,11**	**+24,31**	**-121,79**	**+36,42**	**-35,51**	**-30,02**	**-54,32**
03	**-116,70**	**+14,65**	**-176,85**	**+15,39**	**-32,67**	**-32,07**	**-48,26**
CORPO DE PROVA 02							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-22,16**	**-108,28**	**+8,23**	**+24,37**	**-24,92**	**-82,03**	**-54,51**
02	**-4,92**	**-141,61**	**+23,52**	**+43,15**	**-55,70**	**-20,66**	**-44,93**
03	**-8,17**	**-135,20**	**+25,99**	**+12,65**	**-74,46**	**-12,96**	**-40,48**
CORPO DE PROVA 03							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-0,17**	**-93,37**	**-46,90**	**-38,48**	**+27,07**	**-67,54**	**-10,81**
02	**+1,29**	**-75,82**	**-80,23**	**+42,44**	**-21,08**	**-10,75**	**-42,22**
03	**+5,03**	**-93,33**	**-91,40**	**+30,66**	**-21,18**	**-24,77**	**-46,24**
CORPO DE PROVA 04							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-8,76**	**-269,93**	**-85,75**	**+0,83**	**-62,31**	**-72,86**	**-45,07**
02	**-319,09**	**-281,16**	**-64,78**	**+61,56**	**-73,74**	**-1,11**	**-30,00**
03	**-288,71**	**-272,16**	**-57,59**	**+46,15**	**-84,57**	**-19,56**	**-30,10**

* SG – *strain gauge* (extensômetro)
** Deformação em *microstrain* (με)

ANEXO G - Resultado das deformações do intermediário e região peri-implantar das próteses unitárias implanto-suportada parafusada, com cobertura cerâmica aplicada sobre as infra-estruturas fundidas com liga de Cr-Co (Dan Ceramalloy) com cilindro protético calcinável.

CORPO DE PROVA 01							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**+12,22**	**-100,38**	**-108,83**	**+19,92**	**+43,86**	**-2,69**	**+21,09**
02	**+22,58**	**+95,29**	**-74,11**	**+58,35**	**-30,60**	**-3,92**	**-39,58**
03	**+40,50**	**-94,44**	**-88,15**	**+46,79**	**-55,43**	**-36,90**	**-66,34**
CORPO DE PROVA 02							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-398,89**	**-95,76**	**-92,27**	**+1,77**	**+21,18**	**-61,04**	**-58,44**
02	**-68,97**	**-96,89**	**-68,76**	**+38,81**	**-44,86**	**-32,78**	**-47,89**
03	**-311,60**	**-139,15**	**-76,81**	**+39,43**	**-70,40**	**-25,77**	**-57,90**
CORPO DE PROVA 03							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-12,92**	**-171,44**	**-65,24**	**-17,85**	**+18,51**	**-34,82**	**+5,97**
02	**-21,89**	**-189,87**	**-70,58**	**+40,73**	**-40,33**	**-51,99**	**-47,03**
03	**+30,60**	**-174,57**	**-74,82**	**+50,01**	**-61,92**	**-26,42**	**-53,09**
CORPO DE PROVA 04							
REGISTRO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04	SG 05	SG 06	SG 07
01	**-88,76**	**-108,80**	**+0,38**	**+9,93**	**+3,36**	**-41,91**	**-57,40**
02	**-98,46**	**-128,19**	**+29,36**	**+29,14**	**-32,74**	**-11,19**	**-56,97**
03	**-99,20**	**-70,81**	**+12,69**	**+29,42**	**-47,22**	**-49,68**	**-67,08**

* SG – *strain gauge* (extensômetro)
** Deformação em *microstrain* (με)