LUIS GUSTAVO OLIVEIRA DE VASCONCELLOS

AVALIAÇÃO IN VITRO DA INFLUÊNCIA DE CARGAS AXIAIS EM PRÓTESES PARCIAIS FIXAS IMPLANTO-SUPORTADAS, POR MEIO DA EXTENSOMETRIA

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Prótese Dentária.

LUIS GUSTAVO OLIVEIRA DE VASCONCELLOS

AVALIAÇÃO IN VITRO DA INFLUÊNCIA DE CARGAS AXIAIS EM PRÓTESES PARCIAIS FIXAS IMPLANTO-SUPORTADAS, POR MEIO DA EXTENSOMETRIA

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Lafayette Nogueira Junior

São José dos Campos

2008

Apresentação gráfica e normalização de acordo com :
Bellini AB. Manual para elaboração de monografias**:** estrutura do trabalho científico*.* São José dos Campos: FOSJC/UNESP; 2006.

V441i Vasconcellos, Luis Gustavo Oliveira de.
Avaliação *in vitro* da influência de cargas axiais em próteses parciais fixas implanto-suportadas, por meio da extensometria / Luis Gustavo Oliveira de Vasconcellos. __ São José dos Campos : [s.n.]; 2008.
117f. : il.

Dissertação (Mestrado em prótese dentária) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2008.
Orientador: Prof. Dr.Lafayette Nogueira Junior

1.Extensometria. 2. Implantes Dentários. 3. Prótese dentária. 4. Prótese dentária fixada por implante. I. Nogueira Junior. II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos. III. Título.

tD74

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, / /2008.

Assinatura :
E-mail: lgovasconcellos11@terra.com.br

FOLHA DE APROVAÇÃO

Vasconcellos, LGO. Avaliação in vitro da influência de cargas axiais em próteses parciais fixas implanto-suportadas, por meio da extensometria [Dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP; 2008.

São José dos Campos, 26 de junho de 2008.

Banca examinadora

1 - Prof.Dr. Lafayette Nogueira Junior.
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista - UNESP

2 - Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista - UNESP

3 - Prof. Adj. Diego Klee de Vasconcellos
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina

DEDICATÓRIA

A minha esposa **Luana**, grande companheira, incentivadora e amiga de todos os momentos, pelo apoio, paciência e amor.

Obrigado por tudo.

Ao meu filho **Luis Eduardo** pelas recentes e futuras alegrias.

Aos meus pais **Luis Carlos** (*in memorian*) e **Maria Regina**, obrigado por todos os ensinamentos, amor e carinho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. **Lafayette Nogueira Junior**, pela amizade e apoio durante o curso de Mestrado, pela oportunidade de termos trabalhado juntos.

Ao Prof. Adj. **Renato Sussumu Nishioka**, um grande amigo, obrigado pelo apoio nos momentos difíceis, pelos ensinamentos e conselhos desde dos tempos da Especialização.

Muito Obrigado por tudo!

A toda minha família em especial à minha irmã **Daniela**, aos meus sogros **José Everaldo e Luzia Paula**, aos meus cunhados **Janaina e Marcelo**, **Tarsila e Sandro** e aos meus sobrinhos **Davi, Natália e Murilo**, por toda preocupação e carinho durantes estes anos.

Aos grandes amigos Prof. Dr. **Osvaldo Daniel Andreatta Filho**, Prof. Dr. **Cláudio A. Talge Carvalho,** Profª. Drª. **Carolina Júdica Ramos**, Profª. Drª. **Luciane Dias de Oliveira**, pelo apoio e incentivo em todos os momentos.

Aos amigos **Alberto Noriyuki Kojima, Lucas Villaça Zogueib e Eurípedes A. Kaizo** pela atenção, disposição e amizade durante o curso.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" – UNESP, através de seu Diretor, Prof. Adjunto **José Roberto Rodrigues**.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora coordenado pelo Prof. Adjunto **Clóvis Pagani**.

Ao coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora Especialidade Prótese Dentária Prof. Titular **Marco Antonio Bottino**, pela oportunidade concedida.

Aos **Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica.

Ao chefe do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, Prof. Adjunto **Estevão Tomomitsu Kimpara**.

Aos **professores** do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de

Odontologia de São José dos Campos – UNESP pelos ensinamentos transmitidos.

As Profª Adj. **Yasmin Rodarte de Carvalho** e Profª Adj **Márcia Carneiro Valera Garakis** e aos pesquisadores Dr. **Carlos Alberto Alves Cairo** e Dr. **Mário Lima de Alencastro Graça** pela ajuda em diversos momentos do Mestrado.

Ao Prof. **Ivan Balducci**, pela atenção e disponibilidade na realização da parte estatística deste trabalho.

Ao engenheiro **Douglas Figueira** da empresa Conexão Sistemas de Prótese pelo apoio na pesquisa, ao **Laboratório de Prótese Ângela Trevisan** pelo auxílio nos procedimentos laboratoriais deste trabalho e ao projetista **Leonildo** pela ajuda na confecção do dispositivo de aplicação de carga (DAC).

Aos amigos de turma de Mestrado, Especialidade Prótese Dentária, **Aleska Vanderlei, Aline Brentel, Regina Amaral e Susana Salazar** e aos amigos de turma de Mestrado Especialidade Dentística, **Ana Carolina, Eron e Taciana** pela disponibilidade e companheirismo.

Aos colegas do Programa de Pós-Graduação, **Alfredo Mikail, Anderson, Celina Wanderley, Diana Barca,**

Fernanda Pelógia, Graziela Galhano, Guilherme Saavedra, Humberto, Liliana Gressler, Mariana, Renata Faria, Renata Melo, Rodrigo Othávio, Sandra Zamboni, Sheila Passos e Silvia Massae pelos momentos compartilhados.

Às secretárias da secção de Pós-Graduação, **Rosemary de Fátima Salgado Pereira, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consiglio de Souza**, pelas informações e atenção prestadas.

À secretária **Suzana Cristina de Oliveira**, do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela atenção dispensada neste período.

Aos técnicos de laboratório, **Maria Inês Moreira dos Santos e Fernando Carlos Fontes** pelo suporte nos trabalhos realizados.

À Diretora Técnica dos Serviços de Biblioteca e Documentação, **Silvana Alvarez**, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, por realizar as correções com competência e muita dedicação.

Aos **funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese** pela ajuda na execução de todas as tarefas.

SUMÁRIO

RESUMO..... 13
LISTA DE FIGURAS..... 14
LISTA DE QUADROS E TABELAS..... 16
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS..... 17
1 INTRODUÇÃO..... 19
2 REVISÃO DE LITERATURA..... 24
3 PROPOSIÇÃO..... 57
4 MATERIAL E MÉTODOS..... 58
4.1 Materiais e equipamentos..... 58
4.1.1 Bloco de poliuretano..... 58
4.1.2 Matriz de alumínio..... 58
4.1.3 Instalação das fixações..... 59
4.1.4 Enceramento e adaptação sobre os cilindros..... 59
4.1.5 Inclusão e fundição..... 60
4.1.6 Colagem, soldagem dos extensômetros e aquisição dos dados..... 61
4.2 Confecção do bloco de poliuretano..... 62
4.3 Inserção das fixações e conexão dos pilares protéticos..... 64
4.4 Obtenção dos corpos de prova..... 71
4.4.1 Enceramento..... 71
4.4.2 Inclusão e fundição..... 73
4.5 Extensometria..... 76
4.6. Aplicação de carga..... 78
4.6.1 Descrição do dispositivo de aplicação de carga..... 78
4.6.2 Aplicação da carga vertical..... 81
4.7 Planejamento experimental..... 84

5 RESULTADOS..... 87
6 DISCUSSÃO..... 96
7 CONCLUSÃO..... 106
8 REFERÊNCIAS..... 107
ABSTRACT..... 117

Vasconcellos LGO. Avaliação in vitro da influência de cargas axiais em próteses parciais fixas implanto-suportadas, por meio da extensometria [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2008.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro*, por meio da extensometria, a influência da aplicação de cargas axiais em próteses parciais fixas de 3 elementos, suportadas por implantes de conexão hexágono interno (HI), variando o tipo de cilindro e o ponto de aplicação de carga. Inicialmente foram inseridos, em disposição linear, três implantes de HI em um bloco de poliuretano. Em seguida, pilares protéticos microunit foram conectados aos implantes com torque de 20Ncm, e sobre estes foram parafusados cilindros usinados de Co-Cr e cilindros plásticos, as quais receberam enceramentos padronizados que foram posteriormente fundidos em liga de Co-Cr (n=5). Quatro extensômetros (SG) foram colados na superfície do bloco, tangenciando os implantes visando mensurar a microdeformação peri-implantar no momento da aplicação das cargas. Cada estrutura metálica foi parafusada sobre os pilares protéticos com torque de 10Ncm e a seguir foi realizada a aplicação de carga axial de 30kg em 5 pontos pré-determinados. Os dados obtidos na extensometria foram submetidos aos testes estatísticos ANOVA e Tukey (α=5%). Os resultados mostraram diferença estatisticamente significante para o ponto de aplicação de carga (p=0,0001), sendo que o ponto B gerou a menor microdeformação (239,49$\mu\varepsilon$) e o ponto D a maior microdeformação (442,77$\mu\varepsilon$). Com relação ao tipo de cilindro, não foi observada diferença estatisticamente significante (p=0,748). Concluiu-se que o tipo de cilindro não interferiu na magnitude da microdeformação peri-implantar durante a aplicação de cargas axiais e que a localização da aplicação de carga axial influenciou a magnitude desta microdeformação.

PALAVRAS-CHAVE: Extensometria; implantes dentários; prótese dentária; prótese dentária fixada por implante.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Matriz de alumínio utilizada para a confecção do bloco de desmontada e montada..... 63

FIGURA 2 - Característica final do bloco de poliuretano..... 64

FIGURA 3 - Componente 1: base com a configuração linear. Posicionamento centralizado dos cones, delimitados pelas marcações horizontais e verticais..... 66

FIGURA 4 - Componente 2: estrutura retangular caracterizada pela abertura central..... 66

FIGURA 5 - Componente 3: Placa retangular com os orifícios compatíveis com os cilindros do componente 1..... 67

FIGURA 6 - Conjunto da matriz: identificada pelo alinhamento dos cilindros..... 67

FIGURA 7 - Componente 3 fixado por parafusos verticais no bloco de poliuretano e a apresentação em posição dos anéis rosqueáveis..... 69

FIGURA 8 - Componente 3 em posição com as perfurações realizadas..... 69

FIGURA 9 - Posicionamento das fixações de hexágono interno, evidenciando a eqüidistância e a configuração linear..... 70

FIGURA 10 - Pilares protéticos Microunit conectados nas fixações com torque de 20Ncm..... 71

FIGURA 11 - Aspecto final do enceramento..... 72

FIGURA 12 - Enceramento posicionado sobre os cilindros de plástico..... 73
FIGURA 13 - Remoção parcial do revestimento..... 74
FIGURA 14 - Verificação da adequada adaptação da estrutura metálica sobre os pilares protéticos..... 75
FIGURA 15 - Aspecto final do corpo de prova..... 76
FIGURA 16 - Posicionamento dos extensômetros e das placas terminais..... 77
FIGURA 17 - a) Desenho do aplicador de carga (sem escala), plano vertical..... 80
b) Desenho do aplicador de carga (sem escala), plano horizontal..... 80
FIGURA 18 - Dispositivo de aplicação de carga (DAC)..... 81
FIGURA 19 - Pontos de aplicação de carga axiais (A, B, C, D e E). 83
FIGURA 20 - Corpo de prova durante o carregamento vertical estático, sobre o ponto de aplicação de carga A..... 83
FIGURA 21 - Detalhe do carregamento vertical estático, sobre o ponto de aplicação de carga A..... 84
FIGURA 22 - Gráfico de médias e desvio padrão de microdeformação (με) para cilindros, plástico e usinado, em cada ponto de aplicação de carga..... 92
FIGURA 23 - Resultado do teste ANOVA, efeito interação..... 94
FIGURA 24 - Gráfico das médias de microdeformação (με) para cada ponto de aplicação de carga em relação ao tipo de cilindro..... 95

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Codificação dos corpos-de-prova..... 82

Quadro 2 - Distribuição dos corpos de prova baseado no tipo de cilindro e nos pontos de aplicação de carga..... 85

Tabela 1 - Valores de microdeformação (με) obtidos em cada ponto de aplicação de carga para cilindro plástico em cada extensômetro..... 88

Tabela 2 - Valores de microdeformação (με) obtidos em cada ponto de aplicação de carga para cilindro usinado em cada extensômetro..... 89

Tabela 3 - Dados de microdeformação (με) referentes a variável cilindro, obtidas a partir dos quatros extensômetros..... 90

Tabela 4 - Dados de microdeformação (με) referentes a variável ponto de aplicação de carga, obtidas a partir dos quatros extensômetros..... 91

Tabela 5 - Médias de microdeformação (με) referentes a interação cilindro e ponto de aplicação de carga, obtidas a partir dos quatros extensômetros..... 92

Tabela 6 - Resultados do teste ANOVA de medidas repetidas..... 93

Tabela 7 - Teste de Tukey para as médias de microdeformação nas cinco condições experimentais (ponto de aplicação de carga)..... 94

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA = análise de Variância

cm = centímetro

Co-Cr = cobalto cromo

cp = corpo-de-prova

°C = grau Celsius

DAC = dispositivo de aplicação de carga

E = módulo de elasticidade

g = grama

Khz = kilohertz

Kg = kilograma

mm = milímetro

MPa = mega Pascal

n = número de amostra

n° = número

N = Newton

Ncm = Newton por centímetro

Ni-Cr = níquel cromo

p = valor de probalidade

PTV = Periotest

PPF = prótese parcial fixa

psi = unidade de pressão correspondente a uma libra por polegada quadrada

rpm = rotações por minuto

ε = epsilon, deformação

° = grau

σ = sigma, tensão, força aplicada

ρ = rho

Ω = ohm, resistência elétrica

μm = micrometro

$\mu\varepsilon$ = microdeformação

1 INTRODUÇÃO

Para a reabilitação de arco totalmente edêntulo são necessários diversos implantes com hexágono externo, os quais são unidos entre si e à prótese fixa, por meio de uma barra metálica[12]. Neste protocolo original de Branemark, a conexão de hexágono externo foi introduzida para auxiliar o posicionamento do implante na loja cirúrgica, sendo assim, esse hexágono não visava funcionar como sistema anti-rotacional, mas somente como dispositivo de apreensão e inserção[9]. Posteriormente, quando os implantes foram utilizados para restaurar casos unitários ou arcos parcialmente desdentados, o hexágono externo passou a ser usado para prevenir a rotação do pilar e da coroa unitária. Entretanto, este hexágono apresentava apenas 0,7 mm de altura e não havia sido desenhado para suportar as forças oclusais durante a mastigação[10]. Portanto, algumas modificações foram realizadas com relação à quantidade de torque, ao tipo de parafuso[43] e a precisão de adaptação sobre o hexágono, promovendo grande segurança aos implantes com hexágono externo[27]. No entanto, neste desenho de conexão, o parafuso de fixação do pilar protético ainda é o único elemento que mantêm o implante e o pilar protético unidos[69].

Visando aumentar a estabilidade da conexão, bem como simplificar os instrumentos necessários para confecção de uma prótese sobre implante, novos desenhos de conexão foram desenvolvidos[27]. O implante com hexágono interno foi introduzido em 1982, por Niznick[60], e foi denominado “Core-Vent Implant”. Este hexágono localizava-se abaixo do topo do implante e tinha a função de inseri-lo, bem como aceitar uma

variedade de pilares protéticos cimentados. Inicialmente sua indicação foi para confecção de sobredentadura, suportada por implantes isolados na região de sínfise. Em 1986, o implante “Core-Vent” e um novo implante denominado “Screw-Vent”, foram introduzidos com um desenho interno inovador, que era constituído por um bisel interno, um hexágono com profundidade de 1,7 mm e roscas internas abaixo do hexágono, permitindo a utilização de pilares protéticos cimentados e parafusados. Este desenho de conexão ficou conhecido como “Hex Thread”. O desenho do implante “Screw-Vent” com hexágono interno ainda permitiu que o pescoço do implante pudesse ser confeccionado com diâmetro de 3,5mm, eliminando a etapa cirúrgica do “countersinking” e assim preservando osso cortical na região de crista alveolar[60].

Posteriormente, em 1987 foi lançado no mercado odontológico o implante rosqueado “Micro-Vent”, com diâmetro estreito de 3,25 mm e recoberto com hidroxiapatita. Este implante podia ser parafusado ou inserido sob pressão na loja cirúrgica, sendo especificamente desenvolvido para o uso em maxila. Finalmente, em 1989 um implante cilíndrico recoberto com hidroxiapatita, denominado de “Bio-Vent” foi desenvolvido visando simplificar o desenho “push-in bullet”. Juntos, esses quatro tipos de implantes que utilizam o conceito de conexão interna, compreendem os implantes do sistema “Spectra”[60].

O objetivo da conexão interna é distribuir as forças oclusais para dentro do implante, visando proteger o parafuso de retenção da sobrecarga oclusal[60], reduzir o potencial de microinfiltração[41] e promover maior resistência à conexão implante/pilar protético[6,57,60]. Desde a introdução do conceito de conexão interna, inovações no desenho têm sido realizadas na tentativa de melhorar a conexão implante/pilar protético. Diversos sistemas de conexão interna têm surgido no mercado odontológico, tais como: hexágono interno com seis posições e encaixe de fricção (Screw-Vent - Center Pulse), hexágono interno com seis posições (Frialit 2 – Friadent), selamento cônico de 12 posições (Astra –

Astra Tech), cone morse com oito posições (ITI - Straumann), tripodismo interno com três posições (Replace Select - Nobel Biocare; Camlog - Alatec Technologies) e hexágono interno com 6 e 12 posições (Ossetite Certain – 3i)[27].

Atualmente, sabe-se que a conexão implante/pilar protético deve apresentar um desenho que reduza o pico de tensão e de deformação na interface osso/implante[19], uma vez que as forças oclusais são primeiramente introduzidas na prótese e posteriormente alcançam a interface osso/implante[69]. Além disso, o desenvolvimento e a manutenção da interface osso/implante é particularmente dependente do controle das cargas biomecânicas, já que de acordo com as teorias fisiológicas do osso, as forças oclusais afetam o osso adjacente ao implante. O osso quando submetido a cargas mecânicas adapta sua resistência à força aplicada por meio do processo equilibrado de remodelação óssea. O aumento do estímulo mecânico até um determinado limiar resulta no fortalecimento do osso devido ao aumento da sua densidade e aposição. Ao passo que, o estímulo mecânico acima desse limiar resulta em micro-danos por fadiga e conseqüentemente gera reabsorção óssea[28,40,81].

A sobrecarga oclusal tem sido apontada como fator primário da perda óssea peri-implantar, perda de implantes e da prótese implanto-suportada[1,38,39,58,83]. Rangert et al.[66] em 1997 realizaram uma análise clínica retrospectiva sobre a relação entre a fratura de implantes e a sobrecarga oclusal e relataram que 90% das fraturas de implantes ocorreram no segmento posterior, suportadas por um ou dois implantes, em associação com “cantlever”, bruxismo ou elevadas cargas oclusais. A prótese parcial implanto-suportada não possui o benefício da estabilização “cross-arch”, tornando-se mais susceptível ao momento gerado pelas cargas oclusais[65,67]. Além disso, a região posterior da cavidade oral apresenta maior carga oclusal e menor qualidade óssea, quando comparada à região anterior, bem como altura óssea limitada pelo seio maxilar ou pelo nervo mandibular[56].

A transferência de carga oclusal também pode ser influenciada por fatores tecnológicos relacionados à precisão das interfaces implante/pilar protético e pilar protético/prótese [30,54,67], ao valor de pré-carga[67] e ao tipo de retenção da prótese[30,31,49,67]. A precisão de estruturas metálicas unitárias obtidas a partir de cilindros usinados demonstrou ser superior àquela obtida a partir de cilindros plásticos[16,45]. Diversos autores têm investigado as tensões provocadas pelos métodos de fabricação da prótese implanto suportada, variando o tipo de cilindro, usinados e plásticos[30,31,46,47,59]. Contudo esses estudos foram realizados somente durante a fixação da prótese implanto-suportada.

A extensometria é uma técnica de medição e registro da deformação, que envolve a utilização de extensômetros ou "strain gauges" que são pequenas resistências elétricas. A extensometria é baseada no conceito de que o material sofre uma alteração da resistência elétrica quando é submetido a uma deformação, aumentando a resistência quando tracionado e diminuindo quando comprimido. Esta alteração de resistência pode ser mensurada no local onde extensômetro é colado [24,41]. Deste modo, o sinal elétrico captado é enviado a uma placa de aquisição de dados para ser transformado em sinal digital, possibilitando a leitura em um microcomputador[68].

A utilização da extensometria ou de extensômetros "strain gages", tem sido proposta para avaliar tensões em próteses implanto-suportada tanto *in vitro*[4,18,24,48], quanto *in vivo*[25,31,47], sob cargas estáticas[2,20,24,32,72] e/ou dinâmicas[21,32]. Os extensômetros podem ser colados, dependendo do local de avaliação, próximos aos implantes[20,31], sobre os implantes[2,53], sobre os pilares protéticos[53,72] sobre as estruturas metálicas da prótese[31,48].

O objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro*, por meio da extensometria, a influência da aplicação de cargas axiais em próteses parciais fixas de 3 elementos, suportadas por implantes de conexão

hexágono interno, variando tipo de cilindro e o ponto de aplicação de carga.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Zarb e Schmitt[83] em 1990 descreveram os problemas e as complicações cirúrgicas e protéticas relacionadas ao tratamento com implantes osseointegrados, por um período de 4 a 9 anos. Quarenta e seis pacientes totalmente desdentados foram tratados com próteses fixas e sobredentaturas suportadas por implantes. A taxa de sucesso de osseointegração dos implantes foi de 89,05%, enquanto que a taxa de sucesso do tratamento protético foi de 100%. Todos os problemas e as complicações encontrados foram de natureza iatrogênica, sendo que nenhuma fratura de implante foi observada. As complicações e os problemas protéticos mais comuns, em ordem decrescente, foram: fratura do parafuso de fixação e de retenção, fratura da infraestrutura, desordens temporomandibulares, desgaste do parafuso de fixação e problemas fonéticos. Contudo, os resultados deste estudo indicaram que a reabilitação com implantes osseointegrados é uma técnica segura e confiável com baixa morbidade associada.

Naert et al.[58] em 1992 avaliaram o resultado protético de próteses totais fixas implanto-suportadas e a possível relação de perda do osso marginal e implantes. Oitenta e oito pacientes desdentados foram reabilitados por meio de implantes dentais, sendo 99 maxilas restauradas com prótese total fixa. Durante os sete anos de controle clínico e radiográfico, a taxa cumulativa de falhas foi de 4,9% para a mandíbula e 10,1% para a maxila. Durante o período de observação, poucas complicações dos componentes dos implantes foram observadas. Os autores concluíram que a localização das fixações, o desenho oclusal e

próteses fixas em ambos os arcos influenciaram nas complicações dos implantes e das próteses.

Clelland et al.[24] em 1993 verificaram o efeito da angulação de pilares protéticos na distribuição de tensões de implante, por meio da extensometria e fotoelasticidade. Os resultados demonstraram que as tensões compressivas foram duas vezes maiores no lado da fixação oposta à aplicação da carga, quando a angulação alterou de 0 a 20°, havendo um aumento estatisticamente significante das tensões e deformações com aumento da angulação do pilar protético. Os dados numéricos da extensometria produziram resultados concordantes com a interpretação visual das ondas isocromáticas. Concluiu-se que todos os pilares protéticos produziram deformações dentro dos limites fisiológicos do osso e que embora os resultados da fotoelasticidade ilustrem a localização e a concentração de tensões globais, dados mais quantitativos podem ser obtidos com auxílio de extensômetros em diversas localizações.

Frost[28] em 1994 revisou a lei de Wolff e as adaptações estruturais do osso frente aos estímulos mecânicos. A remodelação óssea baseada na unidade multicelular básica pode levar a perda ou conservação do osso, porém não pode adicioná-lo. O estímulo mecânico diminuído ou severo desuso resulta em perda de osso, por outro lado o estímulo mecânico normal ou hiper-vigoroso resulta em conservação óssea. A remodelação óssea por reabsorção e alteração na formação pode adicionar osso e reformular as trabéculas e o córtex, reforçando-os, porém não retiram osso coletivamente. O estímulo mecânico ativa a remodelação e assim seu efeito arquitetural será abaixar o pico de deformação óssea causado por futuros carregamentos da mesma natureza até a faixa de limiar, enquanto que o estímulo mecânico normal e diminuído desativa a remodelação. Quando o pico de deformação óssea permanece abaixo de 50 με, os maiores efeitos do desuso ocorrem, levando a reabsorção óssea. Deformações maiores de 50 με cessam este

processo e mantêm o osso existente (50 a 1500 με). Deformações maiores de 1500 με tendem a ativar a remodelação óssea lamelar, reformulando e reforçando osso. Deformações acima de 3000 με, tornam o processo de remodelação óssea desorganizado, causando microdanos irreversíveis ao osso. Deformações acima de 25000 με causam fratura do osso.

Carlson e Carlsson[15] em 1994 realizaram um estudo retrospectivo entre outubro e novembro de 1991, sobre as complicações protéticas na Implantodontia em 561 pacientes. A maioria dos pacientes (83%) estava satisfeita com suas próteses implanto-suportadas, enquanto 17% tinham queixas diversas, sendo que 29% destas estavam relacionadas a estética e 20% a problemas funcionais (mastigação e fonética). Foram examinadas 600 próteses, 28% necessitaram de algum tratamento protético, o qual variou desde simples ajustes até nova confecção da prótese. Das 75 próteses parciais fixas examinadas, 24% apresentaram complicações protéticas. Durante o período de observação, dos 2709 implantes avaliados, houve perda de 7 implantes (0,3%) envolvendo 1% dos pacientes avaliados. Os autores concluíram que houve uma discrepância entre a taxa de paciente com queixas e a taxa de complicação observada, indicando a importância de uma eficiente manutenção periódica.

Hulterström e Nilsson[34] em 1994 desenvolveram uma técnica para usar o cromo-cobalto como material de infraestrutura para prótese implanto-suportada. Participaram deste estudo 66 pacientes, totalizando 333 implantes do tipo Branemark. As próteses foram examinadas clinicamente após uma semana, 6 meses, 1, 2 e 3 anos da instalação. Nenhuma reação tecidual anormal foi observada e as infraestruturas não exibiram descoloração ou desgaste. Radiograficamente, poucos casos apresentaram pequena perda óssea, sendo que esta não foi relacionada com o material utilizado. Concluiu-se

que a liga de Co-Cr é um material adequado para infraestrutura de prótese implanto suportadas, em casos onde não há problemas estéticos, principalmente em mandíbula completamente edêntulas.

Weinberg e Kruger[79] em 1995 analisaram, por meio de análise matemática, o momento gerado nos parafusos de fixação, de retenção e no implante, em quatro variáveis clínicas, comparando a configuração hipotética de uma prótese unitária implanto-suportada padrão no arco maxilar. Dentre as variáveis clínicas foram incluídas: inclinações de cúspide (0°,10°, 20°, 30° e 40°) inclinações de implante (0°,10°, 20°, 30° e 40°) e implante com deslocamento horizontal e vertical (1, 2, 3 e 4 mm). Os resultados indicaram que para cada 10° de aumento na inclinação de cúspide e na inclinação do implante, houve um aumento aproximado de 30% e 5% de carregamento no complexo prótese/implante, respectivamente. Para cada 1 mm de deslocamento horizontal e vertical, houve um aumento aproximado de 15% e 4% no torque, respectivamente. Os autores concluíram que o aumento da inclinação de cúspide produziu a maior quantidade de momento, seguido pelo aumento do deslocamento horizontal, enquanto que o aumento da inclinação do implante e o deslocamento vertical produziram momentos mínimos.

Branemark et al.[13] em 1995 realizaram um estudo retrospectivo com 156 pacientes totalmente desdentados reabilitados com prótese total fixa suportada por quatro ou seis implantes, após um período de 10 anos. Os resultados demonstraram que a taxa de sobrevivência dos implantes na mandíbula foi de 88,4% e 93,2% para as próteses sobre 4 ou 6 implantes, respectivamente. Ao passo que na maxila foi de 80,3% para 4 implantes e 78,3% para 6 implantes. Os autores concluíram que 4 ou 6 implantes de 10 mm podem ser utilizados para a confecção de prótese total fixa implanto-suportada.

Rangert et al.[66] em 1995 realizaram uma análise clínica retrospectiva sobre a relação entre a fratura de implantes e a sobrecarga oclusal. A maioria das fraturas ocorreu em próteses instaladas no

segmento posterior, suportadas por um ou dois implantes, em associação com “cantlever”, bruxismo ou elevadas cargas oclusais. Também constaram que as fraturas de implantes foram precedidas por problemas mecânicos e reabsorção óssea excessiva, os quais devem ser vistos como indicadores de sobrecarga oclusal. Diante destes indicadores, condutas clínicas tais como, redução do “cantlever”, estreitamento das dimensões buco-lingual e mesio-distal da prótese, diminuição da inclinação das cúspides, centralização dos contatos oclusais, inserção de novos implantes e nova confecção da restauração podem minimizar a sobrecarga oclusal de próteses implanto-suportadas.

Jemt e Book [42] em 1996 correlacionaram *in vivo* mensurações da desadaptação da prótese e alteração do nível do osso marginal em implantes inseridos em maxila desdentada. Concluiu-se que o nível de desadaptação relatado foi clinicamente aceitável em relação à perda óssea marginal observada e que houve uma tolerância biológica para um determinado nível de desadaptação da prótese.

Carr et al.[17] em 1996 mensuraram a resposta óssea ao redor de implantes, inseridos em mandíbula de macacos, utilizados como suporte de próteses parafusadas exibindo dois níveis de adaptação e sem aplicação de carga. As próteses fixas de três elementos com média de distorção linear induzida de 38 µm e de 348 µm foram consideradas adaptadas e desadaptadas, respectivamente. Análises clínicas e radiográficas foram realizadas com intervalos de 24 e 48 horas para os períodos de 1, 2 , 3 e 4 semanas. Após cada período, um animal foi sacrificado e a interface osso/implante foi submetida à análise histomorfométrica. Os resultados demonstraram que todos os implantes apresentavam-se imóveis nos períodos de sacrifício, fornecendo adequado suporte para as próteses. As radiografias não revelaram defeito ósseo em cratera ou imagens radiolúcidas ao redor dos implantes para ambos os grupos. A análise histomorfométrica da resposta óssea não revelou diferença estatisticamente significante entre os grupos para todas

as regiões e as superfícies. Os autores concluíram que apesar do desenho do estudo não simular a situação clínica de próteses desadaptadas, a desadaptação da prótese não alterou a interface osseointegrada.

Weinberg e Kruger[80] em 1996 compararam matematicamente a alteração de torque (momento) nos parafusos de fixação, de retenção e a 3 mm de distância apical da plataforma de implantes em disposição *off-set*, lingual e/ou bucal, tanto no arco maxilar quanto no mandibular à implantes em disposição linear de prótese parcial fixa implanto-suportada de três elementos posterior. Os resultados demonstraram que, no arco maxilar, a disposição *off-set* bucal diminuiu o torque, enquanto que a lingual aumentou. Além disso, a disposição *off-set* produziu um total de torque maior quando comparada a disposição linear e no arco mandibular as disposições *off-set* obtiveram proporcionalmente menor torque que no arco maxilar. Os autores concluíram que o conceito de disposição *off-set* lingual e bucal para prótese implanto-suportada pode ser utilizado na mandíbula, porém não é recomendado para a maxila.

Mericske-Stern et al.[55] em 1996 investigaram a força oclusal de pacientes portadores de prótese parcial fixa sobre implantes e encontraram valor médio de máxima força oclusal de 206,1 ± 87,6 N para primeiros pré-molares e de 209,8 ± 88,2 N para molares e de 293,2 ± 98.3 N para segundos pré-molares.

Assif et al.[4] em 1996 analisaram a transferência de carga e a distribuição de tensões em prótese fixa implanto-suportada, por meio da extensometria e da fotoelasticidade. Cinco implantes foram posicionados em um arco mandibular de resina fotoelástica (PLM-4B Vishay Measurements Group Inc., Raleigh, N.C.), sobre os implantes foram parafusados pilares protéticos e uma infra-estrutura metálica com extensões distais bilaterais, fundida em liga de prata-paládio. Seis extensômetros (MA-06-03ICF-120, Vishay Measurement Group Inc.) foram colados na superfície superior da infra-estrutura e uma carga de 7,5

Kg foi aplicada em sete pontos da infra-estrutura. Cada aplicação foi aferida de duas formas:

a) leituras simultâneas de cada extensômetro forneceram informações da deformação dentro da infra-estrutura metálica;
b) as tensões relacionadas a cada implante foram individualmente e seqüencialmente registradas na resina fotoelástica com auxílio de polaroscópio circular (Vishay Measurement Group Inc.).

Os resultados indicaram que houve uma proporção direta entre a distribuição de tensões na estrutura metálica e as tensões geradas na estrutura de suporte. Para cada ponto de aplicação, o modo de transferência de carga e a distribuição de tensões, em cada componente do complexo estavam diretamente relacionados à distância do ponto de aplicação da carga, e quando as extensões distais foram carregadas, a maior parte das tensões foi distribuída na fixação mais distal. Concluiu-se que as maiores distorções foram sempre registradas nos dois ou três extensômetros mais próximos do ponto de aplicação de carga e ao redor dos dois implantes correspondentes.

O colapso ósseo ao redor de implantes dentais submetidos à sobrecarga oclusal ou acúmulo de placa foi avaliado *in vivo* por Isidor[38] em 1996. Cinco fixações foram inseridas em mandíbulas de quatro macacos, sendo dois implantes em cada segmento posterior e um implante na região anterior. Após 6 meses, as fixações foram expostas, e em um lado foi construída uma prótese parcial fixa em supra-oclusão, visando a aplicação de excessivas cargas oclusais. No lado contra-lateral e na região anterior foram instalados pilares protéticos sem supra-estruturas, porém um fio de algodão foi inserido nas margens peri-implantares, visando promover o acúmulo de placa. Exames clínicos e radiográficos foram realizados durante 18 meses. Os resultados demonstraram que 5 dos 8 implantes submetidos à sobrecarga oclusal

perderam a osseointegração, enquanto que não houve perda de implantes quando submetidos ao acúmulo de placa. Concluiu-se que a sobrecarga oclusal pode ser o principal fator de perda de implantes osseointegrados e o acúmulo de placa em implantes dentais pode resultar em perda de altura do osso marginal.

Dando continuidade ao estudo acima descrito, Isidor[39] em 1997, realizou a avaliação histológica do osso peri-implantar de implantes submetidos à sobrecarga oclusal ou acúmulo de placa. Os resultados demonstraram que todos implantes com acúmulo de placa estavam osseointegrados, apresentando infiltrado inflamatório denso no tecido conjuntivo supracrestal dos implantes e média histológica de perda óssea marginal de 2,4 mm. Contudo, dos 6 implantes com sobrecarga oclusal disponíveis para a análise histológica, dois implantes tinham perdido completamente a osseointegração, dois estavam osseointegrados somente na região apical e dois ainda estavam osseointegrados, exibindo perda óssea de 1,8-1,9 mm. Concluiu-se que a sobrecarga oclusal pode resultar em perda completa ou parcial da osseointegração e o acúmulo de placa provoca sinais histológicos de peri-implantite com perda óssea marginal.

Barbier e Schepers[7] em 1997 analisaram a influência do carregamento axial e não axial na remodelação óssea ao redor de implantes dentais, instalados em mandíbula de cachorros. Análises quantitativas e qualitativas revelaram diferentes tendências de remodelação óssea para ambas as condições de carga. A aplicação da carga não-axial induziu maior resposta celular com forte ancoragem de osso trabecular, entretanto a presença de osteoclastos e de células inflamatórias em alguns locais sugeriu que o carregamento não-axial deveria ser evitado sempre que possível. Por outro lado, a aplicação de carga axial provocou histologicamente remodelação óssea mais uniforme e quiescente a qual diminui gradualmente do terço coronal em direção ao ápice do implante.

Rangert et al.[67] em 1997 descreveram os fatores de sobrecarga, bem como os sinais de alerta relacionados a sobrecarga oclusal em próteses parciais fixas implanto-suportada no segmento posterior durante sua confecção e proservação. Os seguintes fatores de sobrecarga foram considerados:

a) fatores de carga geométricos;

b) fatores oclusais;

c) capacidade de suporte do osso adjacente ao implante;

d) fatores tecnológicos.

Baseado nas consultas de proservação concluiu-se que afrouxamento dos parafusos de fixação e de retenção, fraturas do material de cobertura, fratura dos parafusos de fixação e de retenção e perda contínua do osso adjacente podem indicar sobrecarga oclusal e necessidade de reavaliação do tratamento protético restaurador.

May et al.[54] em 1997 utilizaram o instrumento Periotest (PTV) para avaliar a estabilidade da interface implante/pilar protético e pilar protético/prótese submetidos a condições de adaptação e desadaptação. Os resultados sugeriram que a desadaptação na interface implante/pilar protético não promoveu efeito na estabilidade, entretanto a desadaptação na interface pilar protético/prótese produziu instabilidade significante, aumentando linearmente com nível de desadaptação.

Byrne et al.[14] em 1998 avaliaram *in vitro*, por meio da microscopia óptica, a adaptação marginal de pilares protéticos, pré-fabricados, fundidos e pré-fabricados modificados em laboratório a implantes em duas localizações: interface implante/pilar protético e cabeça do parafuso de ouro/base do implante. Os resultados indicaram que os pilares fundidos apresentaram maior freqüência e magnitude de discrepâncias, em ambas as interfaces quando comparada aos pilares pré-fabricados e pré-fabricados modificados. Os autores sugerem que

estas diferenças foram atribuídas as distorções introduzidas pela fundição, pelos ciclos de queima da cerâmica e limitações dos procedimentos de acabamento.

Eckert e Wollan[26] em 1998 realizaram um estudo retrospectivo de 1170 implantes colocados em maxilares parcialmente desdentados durante 10 anos. Foram confeccionadas 351 próteses na mandíbula e 280 na maxila, as quais foram suportadas por 651 e 519 implantes, respectivamente. No entanto, 19 (3,7%) e 30 (4,6%) implantes foram perdidos na maxila e mandíbula, respectivamente. Concluiu-se que a localização dos implantes não demonstrou ter efeito na sobrevivência dos implantes, na taxa de fratura de implante, no desaperto ou fratura dos parafusos. Contudo, a perda de implantes nas regiões de maxila e de mandíbula anterior ocorreu antes da cirurgia de reabertura, enquanto que a perda de implantes das regiões de maxila e de mandíbula posterior ocorreu ao longo de todo período do estudo, com a maioria de falhas tardias causadas pela fratura do implante.

Stegaroiu et al.[75] em 1998 analisaram por meio da análise tridimensional de elementos finitos, a distribuição de tensões no segmento posterior mandibular restaurado com três configurações de próteses de três elementos suportadas por implantes e submetidas à cargas axial, buco-lingual e mesio-distal. As seguintes configurações foram testadas:

a) M1 - três implantes suportando três coroas unidas;
b) M2 – dois implantes suportando uma prótese com extensão mesial;
c) M3 – dois implantes suportando uma prótese fixa convencional de três elementos.

Os resultados indicaram que independente do modelo e da direção da carga, houve maior concentração de tensões ao redor do pescoço do implante. A configuração M2 exibiu os maiores níveis de tensão, enquanto que as menores tensões foram encontradas na configuração M1. Quando a carga buco-lingual foi aplicada sobre a

configuração M3, as tensões no osso cortical foram altas, comparáveis àquelas encontradas na configuração M2 sob a mesma carga. Quando as cargas axial e mesio-distal foram aplicadas sobre a configuração M3 as tensões no osso cortical foram baixas, similares àquelas encontradas na configuração M1. Os autores concluíram que em oclusões com grande componente de força buco-lingual, somente coroas unidas suportadas por três implantes podem minimizar o nocivo efeito dessas cargas.

Barbier et al.[8] em 1998 estudaram, por meio de análises de elementos finitos bi e tridimensional e histológica, a influência de carregamentos axiais e não-axiais, em próteses convencionais e "cantlevers", no tecido ósseo ao redor de implantes em mandíbula de cachorro. O remodelamento ósseo foi analisado qualitativamente e quantitativamente utilizando camadas fluorescentes no interior do tecido em microscópio de luz. Os resultados demonstraram fortes correlações entre as distribuições de tensões calculadas no tecido ósseo adjacente e o fenômeno de remodelamento ósseo no modelo animal comparativo. Concluiu-se que os maiores eventos de remodelação óssea coincidiram com as regiões de maiores estresses equivalentes e a principal diferença de remodelação entre o carregamento axial e não axial foi amplamente determinada pelo componente de estresse horizontal.

Kan et al.[44] em 1999 revisaram os diversos métodos clínicos sugeridos para a análise da adaptação da infraestrutura de prótese implanto-suportada. Concluiu-se que há várias técnicas para avaliar a interface prótese-implante, mas nenhuma fornece individualmente resultados objetivos, entretanto os componentes do implante e osso parecem tolerar um certo grau de desadaptação, sem causar problemas biomecânicos adversos. Os autores sugerem que o uso de materiais de impressão rígidos, moldeiras individuais, estrutura metálica cimentada e a combinação dos métodos de avaliação podem otimizar a adaptação ou minimizar a desadaptação.

Kim et al.[49] em 1999 avaliaram a transferência de tensões através de próteses cimentadas provisoriamente e definitivamente e próteses parafusadas, por meio de análises fotoelásticas e de extensometria. Foi construído um bloco de resina fotoelástica (Measurements Group Inc, Raleigh, NC) com dois implantes de 13 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro. Sobre este foram confeccionadas:

a) coroas unitárias cimentadas provisoriamente, definitivamente e parafusada;
b) próteses parciais fixa de dois elementos finais cimentadas provisoriamente, definitivamente e parafusada;
c) próteses parciais fixa de três elementos com “cantlever” distal finais cimentadas provisoriamente, definitivamente e parafusada.

Posteriormente, o bloco de resina foi duplicado em resina epóxica para análise de extensometria. Uma carga vertical de 110 N foi aplicada em pontos pré-determinados em ambos os modelos. Os resultados demonstraram que nos testes para coroas unitárias, aquelas cimentadas provisoriamente demonstraram menores tensões que as demais coroas unitárias, sendo que estas foram similares, Nos testes para prótese parcial fixa de 2 elementos, não houve diferença estatisticamente significante entre as três diferentes próteses. Nos testes para prótese parciais fixa de três elementos com “cantlever” distal, as próteses cimentadas definitivamente e parafusadas desenvolveram mais tensões ao redor dos ápices dos implantes. Os autores concluíram que próteses cimentadas definitivamente comportaram de forma semelhante às próteses parafusadas.

Inan e kesin[35] em 1999 analisaram os efeitos dos materiais restauradores utilizados na superfície oclusal de próteses parciais fixas de três elementos implanto suportada, por meio de análise fotoelástica. Os resultados demonstraram que as maiores tensões foram

observadas nas restaurações protéticas realizadas com superfície oclusal cerâmica, seguidas pelas de resina acrílica e resinas compostas fotopolimerizáveis as quais exibiram valores semelhantes, e pela superfície oclusal metálica, sendo observada diferença estatisticamente significante entre as cargas vertical e oblíqua para todos os materiais restauradores. Os autores concluíram que as superfícies oclusais deveriam ser confeccionadas em metal ao invés de cerâmica e que superfícies oclusais de compósitos de resina não afetam negativamente o prognóstico do implantes.

Wiskott e Belser[81] em 1999 discutiram a relação entre a força aplicada e a homeostasia óssea. Quando uma força é aplicada ao osso (*stress*), ocorre uma deformação (*strain*) em seu arranjo estrutural, sendo que a força é abstrata e somente pode ser quantificada pela determinação das alterações ocorridas na geometria do espécime. O estresse é definido como a força dividida pela unidade de área, dado em Mpa, enquanto que a deformação resultante (ε) é a razão entre o comprimento de um objeto sob a aplicação de uma força e sua dimensão inicial.

$$\varepsilon = \text{Comprimento}_{\text{Inicial}} - \text{Comprimento}_{\text{carregado}} \ / \ \text{Comprimento}_{\text{inicial}}$$

Portanto, a deformação é uma unidade adimensional e devido as diminutas alterações observadas, a biomecânica quantifica tais alterações em microdeformações (*microstrains* - με), uma escala em que 10^6με seria igual a deformação teórica de 100%. Assim, 1000 με em compressão é igual ao encurtamento de 0,1%, ou seja, 99,9% do comprimento original e 20000 με em tensão é igual ao estiramento de 2%, ou seja, estiramento de 100 a 102% do comprimento original. Uma regra de conversão geral é a equação que relata o estresse e a deformação:

$$\varepsilon = \sigma / E$$

Isto é, a resultante de deformação (ε) é igual a força aplicada (σ) dividida pelo módulo de elasticidade do material (E).

Os níveis de deformação têm implicações clínicas na Ortopedia e nos campos relacionados, influenciando significantemente a homeostasia óssea, ou seja, a aposição e a reabsorção do osso, sendo que a diferença entre o volume de osso que é depositado e reabsorvido é expresso como fração *rho* (ρ). Evidências clinicas e experimentais indicam que a fração ρ é a função dos níveis de deformação que atuam no osso, sendo dividida em cinco faixas:

a) disuso ou reabsorção óssea - de 0 a 100 με;
b) carga normal ou homeostasia óssea– de 100 a 2000 με;
c) sobrecarga moderada ou aumento de massa óssea – de 2000 a 4000 με;
d) sobrecarga patológica ou dano ósseo irreversível - de 4000 a 20000 με;
e) fratura óssea – acima de 20000 με.

Os autores concluíram que durante a fase de remodelação óssea, os osteoblastos serão mais estimulados por sinais biomecânicos de amplitude adequada.

Sato et al.[70] em 2000 avaliaram, por meio de análise geométrica tridimensional, a efetividade do posicionamento não linear de três implantes em região posterior parcialmente desdentada, bem como a colocação de implante de diâmetro largo no sítio mais distal. As seguintes configurações com três implantes foram estudadas:

a) linear;
b) não-linear com o segundo implante posicionado vestibularmente;
c) não-linear com o segundo implante posicionado lingualmente;
d) linear com implante de diâmetro largo na fixação mais distal.

Os resultados demonstraram que o posicionamento não-linear nem sempre compensou o torque empregado pelas forças laterais,

enquanto que o posicionamento de implante de diâmetro largo no sítio mais distal ou a diminuição da inclinação das cúspides contribuiu para a diminuição do torque promovido pelas forças laterais. Concluiu-se que para prevenir desaperto ou fratura dos parafusos de retenção de ouro, o uso de implante de diâmetro largo no sítio mais distal e a diminuição da inclinação das cúspides podem ser mais efetivos que o posicionamento não-linear.

Sato et al.[71] em 2000 utilizaram a análise geométrica tri-dimensional para avaliar os efeitos biomecânicos de dois implantes estreitos *versus* um implante de diâmetro largo para a reposição de molar em região posterior mandibular. Concluiu-se que a vantagem biomecânica de dois implantes estreitos para a reposição de um molar foi questionável quando a carga oclusal foi aplicada na superfície oclusal próxima ao ponto de contato.

Seong et al.[72] em 2000 compararam *in vitro* as deformações geradas nos pilares protéticos de três configurações de prótese implanto-suportada em região de molar inferior, bem como o efeito do local, da direção e da magnitude da carga, por meio de extensometria. As seguintes configurações foram testadas:

a) um implante de diâmetro regular, 3,75 mm;

b) um implante de diâmetro largo, 5 mm;

c) dois implantes de diâmetro regular.

Em cada pilar protético, foram colados quatro extensômetros lineares seguindo as faces vestibular, lingual, mesial e distal. Os resultados demonstraram que houve diferença significante entre as configurações para as três deformações (força de alavanca buco-lingual (BL), mesio-distal (MD) e axial). Para a força de alavanca BL e axial, a configuração com dois implantes produziu a menor deformação, seguida em ordem crescente pela configuração com implante largo e com implante regular. No entanto, para a força de alavanca MD o desenho com implante largo exibiu a menor deformação, seguido em ordem

crescente pelo desenho com implante regular e com dois implantes. As alterações na localização dos contatos cêntricos afetaram diferentemente as deformações nos pilares protéticos nos três tipos de configurações. A aplicação de carga angulada de 15° induziu maiores deformações quando comparada com aplicação de carga de 0°. O aumento da aplicação da carga, de 35 para 70 N, aproximadamente dobrou as deformações geradas em todas as condições testadas, indicativo de linearidade do sistema. Os autores concluíram que o aumento do número de implantes e do diâmetro pode reduzir efetivamente as deformações nos pilares protéticos dos implantes.

Asundi e Kishen[5] em 2000 analisaram *in vivo* e *in vitro* a distribuição de tensões das estruturas de suporte em dentes humanos, com auxílio da extensometria e análise fotoelástica. Os resultados demonstraram que houve concordância entre a extensometria *in vivo* e a análise fotoelástica *in vitro* e que as maiores tensões ocorreram no terço cervical do osso de suporte e da superfície radicular, diminuindo gradativamente em direção apical. Concluiu-se que o periodonto tem uma função importante na distribuição de tensões e no remodelamento ósseo.

Ducky et al.[25] em 2000 avaliaram, por meio da extensometria, a magnitude e a distribuição das forças oclusais em 13 pacientes portadores de próteses implanto-suportadas, sendo 9 em mandíbula e 4 em maxila desdentadas. Os testes foram conduzidos quando as próteses fixas estavam suportadas por todos os implantes (5 ou 6) e repetidos quando estavam suportadas por 3 ou 4 implantes. O carregamento das extensões distais das próteses causou uma deformação denominada “efeito dobradiça”, a qual induziu forças compressivas consideráveis nos implantes próximos ao ponto da aplicação da carga e menores forças de compressão e tração nos outros implantes. Em média, foi observado aumento das tensões com a diminuição do número de implantes suportes, sendo verificado momentos

de torção maiores nas situações em que foram utilizados somente 3 implantes.

Akça e Iplikçioglu[3] em 2001 compararam, por meio da análise tridimensional de elementos finitos, o efeito do posicionamento linear de implantes de diâmetro largo e regular e o posicionamento de *off-set* de implantes de diâmetro regular. Os resultados demonstraram que os menores valores de estresse foram observados nas configurações com implantes de diâmetro largo inseridos em posição linear. Em contrapartida, as outras configurações, incluindo o posicionamento off-set, exibiram valores de tensões similares, não sendo observada diminuição nas tensões. Os autores concluíram que mesmo quando a espessura bucolingual do rebordo alveolar residual for suficiente para o posicionamento off-set, a colocação de implantes largos e dispostos linearmente pode ser mais fácil e mais funcional para distribuição de tensões.

Çehreli e Iplikçioglu[22] em 2002 compararam, por meio da extensometria, as tensões *in vitro* em implantes de hexágono interno de diâmetro regular com 10 mm de comprimento. Tais implantes foram utilizados como suporte de próteses parciais fixas cimentadas de três elementos, sob condições de carga de 50 N axial e não-axial. Foram testadas quatro configurações:

a) dois implantes terminais, sendo o mesial com angulação de 15°;
b) dois implantes terminais, sendo o distal com posicionamento não linear;
c) dois implantes terminais, sendo o mesial com angulação de 15° e o distal com posicionamento não linear;
d) dois implantes terminais linearmente posicionados e sem angulação.

Os resultados demonstraram que para todos os desenhos protéticos o carregamento não-axial gerou mais tensões que o carregamento axial. O desenho C foi o menos afetado pelos carregamentos não-axiais, seguido pelos desenhos B, A e D, sendo observado aumento de duas a três vezes de tensões para os desenhos A e D sob carga não-axial. Concluiu-se que o ponto de transferência de carga afetou as tensões nos implantes, já que em comparação com carregamento axial, o carregamento não-axial aumentou tensões compressivas na área adjacente à aplicação da carga. Tais tensões causam dobramento dos implantes, podendo induzir a perda óssea ao redor do colar do implante. O carregamento axial dos implantes deveria ser proporcionado pelo uso de implantes de diâmetro largo, mesas oclusais estreitas e adequados contatos oclusais.

Çehreli et al.[23] em 2002 avaliaram *in vitro*, por meio da extensometria, as tensões ao redor de implantes com hexágono interno utilizados como suporte de próteses fixas cimentadas de quatro elementos, variando o posicionamento e a inclinação dos implantes, as condições de carregamento, axial e não-axial, e os locais de aplicação de carga. Cinco alinhamentos de implantes foram testados com pôntico na região do terceiro implante:

a) primeiro implante alinhado e com angulação de 15°, segundo e quarto implantes alinhados e sem angulação;
b) primeiro, segundo e quarto implantes alinhados e sem angulação;
c) primeiro e segundo implante alinhados e sem angulação, quarto implante desalinhado e sem angulação;
d) primeiro e segundo implantes alinhados e sem angulação, quarto implante com angulação de 15°;
e) primeiro e quarto implantes alinhados e sem angulação, segundo implante desalinhado e com angulação de 15°.

Os resultados revelaram que o carregamento não-axial dos implantes gerou mais tensões que o axial, porém a diferença não foi significante para todos os grupos. Os autores concluíram que tais resultados enfatizam o efeito combinado da localização do implante, angulação e macro-geometria da prótese e que a avaliação biomecânica dos fatores estudados é um fenômeno multifacetado.

Iplikçioglu e Akça[36] em 2002 compararam, por meio de análise tridimensional de elementos finitos, o efeito do diâmetro, comprimento e quantidade de implantes na distribuição de tensões ao redor de implantes suportando uma prótese parcial fixa de três elementos em região posterior mandibular. As seguintes configurações protéticas foram testadas sob carga oblíqua de 400 N, vertical de 200 N e horizontal de 57 N:

a) três implantes com diâmetro 3,75 mm e 8 mm de comprimento;
b) três implantes com diâmetro 3,75 mm e 10 mm de comprimento;
c) dois implantes terminais com diâmetro 4.1 mm e 10 mm de comprimento;
d) dois implantes terminais com diâmetro 4.1 mm e 8 mm de comprimento;
e) dois implantes terminais com diâmetro 3,75 mm e 8 mm de comprimento;
f) dois implantes terminais com diâmetro 3,75 mm e 10 mm de comprimento.

Os resultados demonstraram que a alteração no comprimento dos implantes não diminuiu os níveis de tensões, as configurações de implantes largos apresentaram os menores valores de tensões de compressão e tração no osso, sendo que foram observados distribuição e níveis de tensões similares para o desenho com dois implantes largos quando comparado com o de três implantes regulares

para prótese implanto-suportada de 3 elementos. Os autores concluíram que o uso de dois implantes de 4.1X10 mm como suportes terminais de prótese parcial fixa de 3 elementos produziu magnitude e distribuição de tensões no osso cortical ao redor do colar do implante dentro dos limites fisiológicos normais.

Akça et al.[2] em 2002 avaliaram a compatibilidade das análises tridimensional de elementos finitos e a extensometria in vitro na mensuração de deformações em implantes dentais. Dois implantes, hexágono interno, foram verticalmente embebidos em resina autopolimerizável, um extensômetro foi colado em cada implante, paralelo ao seu longo eixo. Sete próteses de três elementos implanto-suportadas foram obtidas em liga de Ni-Cr, e cimentadas com cimento temporário. Cada prótese foi verticalmente carregada com 50 N que foram aplicados em 3 pontos centrais (CL) e 3 pontos laterais (LL) previamente determinados. Um modelo tridimensional de elementos finitos do modelo da extensometria (M1) e um modelo adicional (M2), no qual foi simulado o osso humano, foram construídos por meio do programa computacional Marc K7.2- Metat 3.2 (Marc Analysis Research). Os resultados demonstraram que no modelo de extensometria, deformações compressivas ocorreram em todos implantes e as cargas laterais geraram maiores deformações que as cargas centrais e as áreas de deformações compressivas obtidas no modelo de extensometria ocorreram em áreas correspondentes nos modelos de elementos finitos. No entanto, maiores deformações foram obtidas no modelo de extensometria quando comparado aos dois modelos de elementos finitos e a magnitude de deformações nos implantes foram maiores no modelo M1 que o modelo M2 de elementos finitos para as condições de cargas laterais. Concluiu-se que houve diferença na quantificação das deformações entre a análise de tridimensional de elementos finitos e a extensometria, porém houve compatibilidade entre as duas análises na determinação da qualidade de deformações induzidas sob aplicação de carga.

Oh et al.[61] em 2002 revisaram e discutiram as causas da perda precoce do osso marginal em implantes dentais. Concluíram que o restabelecimento do espaço biológico ao redor do implante, o “microgap” ao nível ou abaixo da crista alveolar, a sobrecarga oclusal e o módulo crestal do implante podem ser as causas mais prováveis da perda precoce do osso marginal. Fatores contribuintes, tais como trauma cirúrgico e peri-implantite podem ter um papel secundário no processo de perda óssea precoce em implantes.

Goodacre et al.[29] em 2003 identificaram os tipos de complicações clínicas com implantes e prótese implanto-suportada revisando a literatura odontológica entre 1981 e 2001, e também compararam complicações da prótese implanto-suportada com àquelas encontradas em prótese fixa convencional. As complicações foram agrupadas em 6 categorias: complicações cirúrgicas, perda do implante, peri-implantite, complicações mecânicas, estética e fonética. Concluiu-se que houve uma tendência maior de complicações em próteses implanto-suportada quando comparadas as próteses fixas convencionais.

Tada et al.[76] em 2003 avaliaram, por meio da análise de tridimensional de elementos finitos, a influência do tipo e do comprimento do implante, bem como da qualidade óssea na distribuição de tensões e deformações no osso e no implante, quando submetidos às forças axial (100 N) e bucolingual (50 N). Os resultados demonstraram que independente da direção da carga, o máximo de estresse/deformação equivalente no osso aumentou com a diminuição da densidade do osso esponjoso. Sob carga axial, especialmente nos modelos de densidade baixa, a máxima deformação equivalente no osso esponjoso foi menor no implante rosqueado do que no implante cilíndrico e também menor para os implantes longos do que para os implantes curtos. Sob carga bucolingual, o equivalente estresse/deformação foi influenciado principalmente pela densidade óssea. Concluiu-se que o osso esponjoso de densidade elevada pode garantir o melhor meio biomecânico para

implantes dentais, sendo que os implantes rosqueados e longos podem ser a melhor escolha em maxilas com osso esponjoso de baixa densidade.

Ishigaki et al.[37] em 2003 investigaram a direção de fechamento da mandíbula durante a mastigação e revelaram a diferença na distribuição de tensões no osso adjacente à implante e à dente natural sob função mastigatória, por meio da análise tridimensional de elementos finitos. Os resultados demonstraram que o modelo do dente natural apresentou distribuição de tensões uniforme no osso adjacente com baixa concentração de tensões ao redor da região cervical, enquanto que modelo do implante demonstrou concentração de tensões no osso suporte ao redor do pescoço do implante, especialmente na face vestibular. Além disso, o modelo do implante com movimentos mastigatórios predominantemente horizontais, bruxismo, demonstrou maior concentração de tensões na face lingual do pescoço do implante que o modelo com movimentos predominantemente verticais.

Hekimoglu et al.[32] em 2004 compararam as características de transmissão de força de implantes dentais que tinham como antagonistas dente ou implante sob cargas estáticas e dinâmicas, por meio da extensometria. Os resultados demonstraram que deformações compressivas foram induzidas ao redor do dente natural e dos implantes, quando submetidos aos carregamentos axiais estáticos, enquanto que combinações de forças de compressão e tração foram observadas durante os carregamentos dinâmicos laterais. Para a maioria das regiões e para todas as condições de carregamento, as deformações ao redor do dente natural foram significantemente menores que aquelas observadas no implante antagonista e na oclusão entre implantes. Houve uma tendência de aumento de deformações ao redor do implante tendo como antagonista o dente natural sob maiores cargas e especialmente sob carregamento dinâmico lateral. Concluiu-se que sob cargas estática e dinâmica, as magnitudes de deformação ao redor do dente natural foram

menores que aquelas geradas no implante antagonista e na oclusão entre implantes.

Kitamura et al.[51] em 2004 investigaram, por meio da análise de elementos finitos tridimensional, a distribuição de estresse no osso e implante na presença de defeitos ósseos de vários tipos e dimensões. Os resultados demonstraram que nos modelos com reabsorção vertical pura, as tensões no osso cortical e esponjoso aumentaram com a profundidade da reabsorção. Entretanto, nos modelos de reabsorções cônicas, o estresse no osso cortical foi menor que no modelo inicial e nos modelos com reabsorção vertical para todas a profundidades de reabsorção. Concluiu-se que leve reabsorção cônica pode ser o resultado da adaptação biomecânica do osso às cargas oclusais dos implantes osseointegrados, porém quando a reabsorção óssea progride, o aumento de estresse no osso esponjoso e no implante sob carga lateral pode elevar o risco de fratura.

Heckmann et al.[30] em 2004 quantificaram, *in vitro*, as deformações geradas por próteses parciais fixas implanto-suportadas de três elementos parafusadas e cimentadas, bem como a influência de técnicas de impressão e dos diversos modos de fabricação, por meio da extensometria. Os resultados demonstraram que nenhuma das próteses investigadas exibiu absoluto assentamento passivo, cerca de 50% das deformações geradas foram atribuídas à técnica de impressão e ao modo de confecção, enquanto que a percentagem restante foi relacionada às imprecisões laboratoriais. Porém as duas técnicas de impressão usadas não revelaram diferença significante com relação a precisão. Com relação ao modo de fixação, ambos provocaram igualmente elevados níveis de deformação. Os autores concluíram que estruturas metálicas precisas produzem o menor nível de deformação na interface osso/implante, evitando a sobrecarga na mesma e nos materiais da prótese parcial fixa e que estruturas metálicas unidas aos cilindros de ouro diretamente na

cavidade oral parece ser a técnica mais apropriada para a confecção de infra-estruturas metálicas.

Petrie e Willians[63] em 2004 compararam os efeitos relativos e interativos do diâmetro, do comprimento e da conicidade de implantes nas tensões geradas na crista alveolar, por meio de análise tri-dimensional de elementos finitos. Os resultados demonstraram que o aumento do diâmetro resultou em redução de 3,5 vezes na tensão crestal, o aumento do comprimento produziu redução de 1,65 vezes, enquanto que a conicidade aumentou a tensão crestal, especialmente em implantes estreito e curto, em que houve aumento de 1,65 vezes. Portanto diâmetro, comprimento e conicidade devem ser analisados em conjunto devido aos seus efeitos interativos sobre a tensão do osso crestal. Concluiu-se que implantes largos, relativamente longos e paralelos parecem ser a escolha mais favorável, enquanto que implantes estreitos, curtos e cônicos devem ser evitados na região crestal, especialmente em osso de baixa densidade.

Cehreli et al.[18] em 2004 compararam, por meio da análise fotoelástica e da extensometria, a distribuição de tensão e de estresse em implantes hexágono externo do sistema Branemark, cone morse dos sistemas ITI e Astra Tech. Os resultados demonstraram que os padrões de ondas isocromáticas de todos os desenhos de implantes foram similares para ambas condições de carregamento. As deformações ao redor do implante tipo Branemark foram menores que ao redor dos implantes Astra Tech e ITI, principalmente sob cargas verticais. Os implantes Astra Tech e ITI apresentaram magnitudes de deformação similares, embora as deformações ao redor do implante Astra Tech fossem menores sob cargas verticais. Os autores concluíram que as conexões, hexágono externo e cone Morse, têm características similares de distribuição de forças e o desenho da conexão implante/pilar protético não é fator decisivo que afeta as magnitudes de tensão e deformação em osso simulado.

Yokoyama et al.[82] em 2004 avaliaram a influência da localização e do comprimento do implante mesial na distribuição de tensões em prótese parcial fixa posterior de três elementos, “cantlever”, suportada por dois implantes, por meio de análise de elementos finitos tridimensional. Os resultados demonstraram que o máximo de estresse equivalente ocorreu na região cervical do osso cortical adjacente aos implantes mesial e distal, grandes estresses foram encontrados quando o implante mesial estava localizado a 9 e 11 mm de distância do primeiro pré-molar e o aumento do comprimento do implante mesial influenciou pouco a redução de estresse. Concluiu-se que para uma prótese parcial fixa “cantlever” suportada por um implante mesial localizado a 7 mm ou menos do pré-molar remanescente pode gerar baixos níveis de tensões.

Çehreli e Akça[20] em 2004 examinaram a transmissão de forças de implantes estreitos, quando utilizados como suporte terminal de prótese fixa implanto suportada de três elementos, por meio de fotoelasticidade e de extensometria. Modelos fotoelásticos e de extensometria com as seguintes configurações foram construídos:

a) prótese fixa de 3 elementos suportada por dois implantes terminais regulares de 4,1 mm de diâmetro (controle);
b) prótese fixa de 3 elementos suportada por um implante terminal estreito de 3,3 mm de diâmetro e um regular de 4,1 mm;
c) prótese fixa de 3 elementos suportada por um implante estreito com pescoço estreito e um regular de 4,1 mm.

Uma carga estática de 100N foi aplicada separadamente, em três locais, ou seja, sobre o pôntico e sobre os implantes mesial e distal das próteses, em ambos os modelos. Os resultados demonstraram que o uso de implantes com diâmetro e pescoço reduzidos aumentou as magnitudes de tensão e deformação ao redor dos implantes, quando comparado com ao grupo controle, os gradientes de tensão na análise

fotoelástica foram levemente menores do que aqueles obtidos na extensometria. Concluiu-se que implantes de diâmetro estreito podem ser utilizados como suporte de prótese parcial fixa em pacientes com pequena força de mordida. Além disso, em situações envolvendo implantes estreitos, o aumento de fixações é crucial para a melhora do resultado biomecânico do tratamento.

Kitamura et al.[52] em 2005 avaliaram a influência da reabsorção óssea marginal nas tensões ao redor de implantes, por meio da análise de tridimensional de elementos finitos. Os resultados demonstraram que as principais tendências de tensões ósseas foram as mesmas nos modelos com e sem reabsorção óssea, e que as distribuições de tensões ósseas foram similares nos modelos sem reabsorção e com reabsorções horizontais, porém diferiram daqueles com defeitos angulares. Além disso, as alterações dos valores de tensões ósseas com a profundidade de reabsorção foram diferentes para os dois tipos de reabsorção. Concluiu-se que na análise de elementos finitos, a simulação acurada da forma do osso marginal na região de pescoço do implante é aconselhável.

Karl et al.[46] em 2005 quantificaram *in vitro* as tensões geradas em diversos tipos de prótese parciais fixas de três elementos e analisaram a influência da técnica de moldagem, método de fabricação, tipo de retenção e cobertura cerâmica no desenvolvimento de tensões, por meio da extensometria. Os resultados demonstraram que todos os tipos de prótese fixa apresentaram quantidades mensuráveis de deformação, porém nem a técnica de impressão e tão pouco os modelos de fabricação das próteses parciais fixas convencionais, retidas por parafuso, tiveram influência significante no desenvolvimento da deformação. O revestimento cerâmico produziu aumento de tensões para todos tipos de prótese fixas convencionais. Adicionalmente, a cimentação parece ser capaz de compensar as imprecisões de confecção, melhor que a retenção por parafuso. As deformações mais baixas foram encontradas

nas próteses fixas confeccionadas pela técnica da colagem de cilindro de ouro sobre o modelo de medição, antes e após a aplicação da cerâmica. Concluiu-se que nenhuma técnica de fabricação produziu assentamento passivo absoluto e que a técnica de unir a estrutura metálica a componentes pré-fabricados na cavidade oral parece compensar diversas falhas na fabricação de estruturas metálicas.

Cehreli et al.[21] em 2005 compararam as deformações do tecido ósseo adjacente a dentes naturais com deformações do tecido ósseo adjacente à implantes suportando próteses fixas unidas e não unidas em cadáveres. Seis extensômetros lineares foram colados na face externa vestibular do osso marginal dos dentes anteriores superiores de dois cadáveres humanos frescos. Os dentes naturais foram carregados em oclusão cêntrica por meio de uma placa oclusal. As medidas de deformação foram realizadas a razão de 10 Khz e sob carga de 25, 50, 75 e 100 N e monitoradas por meio de um sistema de aquisição de dados conectado a um computador. Após a extração dos dentes anteriores, implantes de 4,1 e 4,8 mm de diâmetro foram inseridos nos alvéolos dos incisivos e caninos, respectivamente. Medidas de deformação foram realizadas para as coroas unitárias sobre implante, para coroas unilaterais ferulizadas e para coroas bilaterais ferulizadas. Posteriormente, resina acrílica autopolimerizada foi injetada nos alvéolos para simular a osseointegração e em seguida medidas de deformação foram realizadas. Os resultados demonstraram menores deformações para os implantes da região de incisivos quando comparado aos dentes naturais. As microdeformações ao redor dos implantes da região de caninos foram similares ou maiores que aquelas induzidas ao redor dos caninos naturais, e para todos os grupos as microdeformações na região de caninos foram maiores que àquelas das regiões dos incisivos laterais e centrais, os quais tiveram níveis de deformação similares. Concluiu-se que o osso marginal vestibular sem contato com implantes de carga imediata pode ter níveis de tensão dentro dos níveis fisiológicos devido a deformação do

osso após a carga e embora nenhum desenho protético pareça ter vantagem sobre os outros, a união dos implantes pode ser considerada como uma medida de segurança para os implantes de carga imediata quando possível.

Sevimay et al.[73] em 2005 investigaram o efeito da qualidade óssea na distribuição de tensões em coroa implanto-suportada, por meio de análise tridimensional de elementos finitos. Os autores concluíram que a qualidade óssea afeta a distribuição e os valores de tensões para a coroa implanto suportada, osso tipo D3 e D4 apresentaram maiores valores de tensão de Von Mises, e os grupos D1 e D2 exibiram distribuição de tensões similares e além de mais homogênea ao longo do osso.

Heckmann et al.[31] em 2006 quantificaram as deformações geradas em próteses parciais fixas de três elementos parafusadas e cimentadas, por meio de extensometria *in vitro* e *in vivo*. Visando simular uma situação clínica foram confeccionados grupos de estruturas metálicas sobre dois implantes. Os grupos, contendo dez amostras cada para o teste *in vitro* e cinco amostras cada para o teste *in vivo*, estão descritos a seguir:

a) próteses cimentadas, com enceramento realizado diretamente no modelo de medição (c-mea);
b) próteses cimentadas confeccionadas em modelos de trabalho obtidos pela técnica de impressão de reposicionamento (c-rep);
c) próteses cimentadas, confeccionadas em modelos de trabalho obtidos pela técnica de impressão de captura (pick up) (c-pic);
d) próteses parafusadas, confeccionadas por meio da fundição de coifas plásticas (s-pla);
e) próteses parafusadas, confeccionadas por meio da sobrefundição de cilindros de ouro (s-cas);

f) próteses parafusadas, confeccionadas por meio da união de cilindros de ouro à estrutura metálica (s-bon).

Além disso, visando ilustrar o estado de tensões no osso perimplantar, resultante dos procedimentos de fixação, foram gerados modelos tridimensional de elementos finitos, nos quais foram aplicadas cargas axiais. Os resultados demonstraram que houve grande variação dos valores médios de deformações para os seis grupos testados, de 15 a 170 μm/m. As imagens de elementos finitos com valores de estresse de Von Mises revelaram que o maior estresse ocorreu no grupo parafusado (s-pla), 30 Mpa ao redor da cortical e 5 Mpa na porção superior do osso trabecular. Por outro lado, o grupo cimentado (c-rep) apresentou o menor estresse, 6 Mpa ao redor da cortical e 2 Mpa na porção superior do osso trabecular. Os autores concluíram que a quantidade de estresse resultante dos procedimentos de fixação da estrutura metálica não constituiu um risco ao osso adjacente e que pequeno nível de desadaptação parece ser tolerado pelo osso.

Maeda et al.[53] em 2006 observaram *in vitro* a diferença nos padrões de distribuição de tensões entre implantes com sistemas de conexões de hexágono externo e interno, por meio da extensometria. Os resultados demonstraram que houve padrão de distribuição de forças similar sob carga vertical para ambos os sistemas. Sob carga horizontal, as fixações com hexágono externo apresentaram um aumento nas tensões na área cervical, enquanto que nas fixações com hexágono interno ocorreram na área apical da fixação. Concluiu-se que nas fixações com hexágono interno, as tensões propagaram mais em direção a área apical, do que as fixações com hexágono externo.

Huang et al.[33] em 2006 investigaram os efeitos biomecânicos do posicionamento linear e *off-set*, bucal e lingual, de três implantes utilizados como pilares de prótese parcial fixa posterior, de três elementos, por meio da análise de elementos finitos tri-dimensional. Os resultados demonstraram que sob carregamento vertical não houve

diferença significante entre o posicionamento linear e o *off-set*, entretanto sob cargas oblíquas o posicionamento *off-set* diminui os estresse no implante em até 17%. O estresse máximo no osso cortical e trabecular ao redor de cada implante não exibiu diferença significante entre os posicionamentos. Os autores concluíram que o uso da disposição *off-set* pode diminuir o pico de estresse do implante, porém sob carga única, a qual pode ocorrer na mastigação de alimentos duros, a vantagem de diminuir os estresses no implante não pode ser garantida para todos os implantes. Em relação ao estresse ósseo, a disposição *off-set* não apresenta vantagens óbvias de redução de tensão em relação à linear, podendo provocar alto estresse no osso adjacente de alguns implantes e conseqüentemente aumentar o risco de falha do implante.

Simsek et al.[74] em 2006 avaliaram os efeitos de três distâncias entre implantes regulares na distribuição de tensões em mandíbula posterior, sob cargas vertical, horizontal e oblíqua, por meio da análise tridimensional de elementos finitos. Os resultados demonstraram que os valores de tensão de tração aumentaram, sob cargas vertical e oblíqua, na região cervical da face vestibular com o aumento da distância entre implantes. Entretanto, os valores de tensão compressiva aumentaram com a diminuição da distância entre implantes, sendo mais pronunciada na região cervical da face lingual. Os autores concluíram que a distância de 1 cm é a distância ideal entre duas fixações.

Piematti et al.[63] em 2006 investigaram, "*in vitro*", a perda de torque de sistemas de implantes com conexão interna e externa em função da ciclagem mecânica. Quatro sistemas de implantes foram testados: dois com hexágono externo, Bio-Lok e Nobel Biocare, e dois com hexágono interno, Zimmer e Astra Tech. Os resultados demonstraram que as amostras Bio-Lok perderam em média 10% do valor de torque original, as amostras Astra Tech perderam quase todo o torque e foram desparafusadas, enquanto que os grupos Zimmer e Nobel Biocare perderam em média 50% do torque original. Concluiu-se que o

desenho da rosca do parafuso de retenção parece ser mais importante que o tipo de conexão para a perda de torque, e o uso de parafuso com haste espessa e extremidade do parafuso lisa produziu menor perda de torque e maior estabilidade do encaixe.

Karl et al.[47] em 2006 quantificaram *in vivo* o desenvolvimento de tensões durante a fixação de próteses parciais fixas implanto-suportadas parafusadas e cimentadas, por meio da extensometria. Os autores concluíram que todas as próteses obtiveram adaptação clinicamente aceitável, contudo nenhuma proporcionou absoluto assentamento passivo. As próteses retidas por cimento apresentaram os menores níveis de deformação e dentre as próteses parafusadas, aquelas obtidas pela união de componentes pré-fabricados à estrutura metálica produziram moderados valores de deformação.

Pedroza et al.[62] em 2007 compararam a resistência compressiva estática de três sistemas de implante hexágono interno, bem como modo de falha da conexão implante/pilar protético. Os autores concluíram que o sistema de implante Unipost apresentou resistência à compressão superior aos sistemas de implante Spline e Screw-Vent, sendo que esta resistência pôde ser atribuída ao diâmetro do parafuso de retenção e da rosca interna. Com relação ao modo de falha, todos os espécimes do sistema de implante Unipost apresentaram fraturas na primeira rosca do corpo do implante, sem deformação ou fratura do parafuso de retenção, enquanto que todos os espécimes do sistema de implante Screw–Vent e a maioria dos espécimes do sistema de implante Spline fraturaram no pescoço do implante.

Karl et al.[48] em 2007 avaliaram *in vitro* a influência do modo de fixação e da extensão da estrutura metálica no desenvolvimento de tensões de próteses parciais fixas implanto-suportadas (PPF), por meio da extensometria. Foram testados quatro grupos, contendo dez amostras cada:

a) PPF de 3 elementos cimentada;

b) PPF de 5 elementos cimentada;

c) PPF de 3 elementos parafusada;

d) PPF de 5 elementos parafusada.

Concluiu-se que nenhuma PPF sobre implante fabricada convencionalmente apresentou assentamento passivo e que a extensão da estrutura metálica e o mecanismo de retenção têm pouca influência no desenvolvimento de tensões de PPFs sobre implante.

Devido a pequenos valores de carregamento comumente utilizados na odontologia, Vasconcellos e Nishioka[78] em 2008 desenvolveram um dispositivo de aplicação de carga (DAC), visando substituir a máquina de ensaios universal Emic (DL 1000). A extensometria foi a técnica selecionada para a análise comparativa. Inicialmente foi construído um bloco de poliuretano com dimensões de 95 mm x 45 mm x 30 mm. No centro deste foi inserido um implante hexágono externo com 13 mm x 3,75 mm e conectado um pilar protético esteticone com cinta metálica de 1 mm. Sobre o pilar protético foi parafusada uma coifa plástica que foi modelada em formato cônico com 4.1 mm de base, 8 mm na plataforma superior e 8 mm de altura. A modelagem inicial em resina foi moldada e do molde foram obtidos dez modelagens iguais que foram fundidos em níquel cromo, conforme proposto por Binon[11] (1996). Posteriormente, quatro extensômetros (L2A-06-062LW-120 – Vishay Micro-Measurements & SR4, USA) foram diametralmente distribuídos ao redor do implante e colados na superfície do bloco de poliuretano. Cada corpo de prova foi retido ao pilar protético com o torque de 10 Ncm. Em seguida, foram aplicadas cargas axiais e não-axiais estáticas de 30 kg, em ambos os aparelhos, DAC e Emic, formando quatros grupos:

a) DAC/carga axial (G1);

b) DAC/carga não-axial (G2);

c) Emic/carga axial (G3);

d) Emic/não-axial (G4).

Os valores foram registrados em microdeformação (με) e submetidos aos testes estatístico ANOVA e de Tukey ($p<0,05$). Os grupos obtiveram as seguintes médias e desvio-padrão: G1=307,6±144,8; G2=691.0±105,9; G3=309,5±71,9; G4=725,0±59,7. Os resultados demonstraram que não houve diferença estatisticamente significante entre a Emic e o DAC, independente do tipo de carga. Constatou-se que a aplicação de carga não-axial determinou um aumento significante de tensões ao redor do implante Os autores concluíram que com a utilização da extensometria, o DAC e a Emic produziram magnitudes semelhantes de microdeformação, tornando o DAC uma opção viável para aplicação de cargas axiais e não axiais.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro*, por meio da extensometria, a influência da aplicação de cargas axiais em próteses parciais fixas de 3 elementos, suportadas por implantes de conexão hexágono interno, variando o tipo de cilindro e o ponto de aplicação de carga.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Materiais e equipamentos

4.1.1 Bloco de poliuretano

Matriz de alumínio, composta de uma placa horizontal, quatro placas verticais e oito parafusos;

Gral de borracha;

Espátulas de madeira;

Poliuretano: Poliuretano F16 Axson, Cercy – France;

Lixas d'água de granulações 220, 320, 400 e 600;

4.1.2 Matriz de alumínio

Bloco de alumínio:

Matriz L: usinada em alumínio, composta por três partes;

Matriz C: usinada em alumínio, composta por três partes;

4.1.3 Instalação das fixações

Motor elétrico BLM 600: Driller, Jaraguá - Brasil;

Contra-ângulo redutor: KavoDental GmbH Biberach – Germany;

Fresas: Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo - Brasil;

Lança: código 934000;

Helicoidal de 2 mm: código 933200;

Helicoidal de 3 mm: código 933300;

Helicoidal de 3.15 mm: código 933315;

Helicoidal de 3.35 mm: código 933335;

Fixações: Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo - Brasil;

Conect AR 3.75 x 13 mm: código 513713;

Chave catraca cirúrgica: Conexão Sistemas de Prótese, SP - Brasil. Código 763000;

Pilares protéticos Microunit cinta de 3 mm: Conexão Sistemas de Prótese, SP - Brasil:

Sextavado interno: código 136073

Torquímetro mecânico progressivo: Conexão Sistemas de Prótese, SP – Brasil: Código 400000;

4.1.4 Enceramento e adaptação sobre os cilindros

Motor elétrico Beltec LB 100, Araraquara – Brasil;

Cilindros de plástico: Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo - Brasil. Código 144001;

Cilindros de Co-Cr: Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo - Brasil. Código 144000;

Chave hexagonal de 1.17 mm: Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo - Brasil. Código 06300;

Parafuso de retenção de titânio: Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo - Brasil. Código 157004;

Ceras Babinete: Babinete Ind. e Com. de Ceras Ltda, Maringá – Brasil;

Faca serrilhada: Tramontina – Brasil;

Lamparina: SS White – Brasil;

Le cron: SS White – Brasil;

Recipiente metálico com formato de concha

Conjunto para enceramento do tipo PK Thomas: SS White – Brasil.

4.1.5 Inclusão e fundição

Gral;

Espátula;

Pincel;

Redutor de tensão superficial: Waxit – Degussa, São Paulo – Brasil;

Anéis de silicone: DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo – Brasil;

Revestimento: Bellavest SH Bego, Bremen – Alemanha;

Espatuladora: Polidental modelo A300 Ind. e Com. Ltda. - Brasil;

Metal- Co-Cr: Wirobond SG Bremen Alemanha;

Forno para aquecimento: EDG 1800 EDG- Brasil;

Martelete de madeira;

Tesoura reta para ouro : SS White – Brasil;

Discos de carborundum: Dentorium, New York – USA;

Aparelho de jateamento: Easyblast Bego, Bremen – Alemanha;

Algodão;

Álcool isopropílico;

4.1.6 Colagem, soldagem dos extensômetros e aquisição dos dados

Extensômetros uniaxiais: KFG-02-120-c1-11N30C2 Kyowa Eletronic Instruments Co., Ltda – Tokyo – Japan;

Adesivo a base de cianoacrilato: Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil;

Soldering flux: M – line accessories, Measurements Group Inc. Raleigh North Carolina - USA);

Soldering unit: Mark VII Stain Gage Line accessories, Measurements Group Inc. Raleigh North Carolina – USA;

Solder connection: 44 rosin core solder Kester Anahein CA – USA;

Solvent rosin:Line accessories, Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina – USA;

Multímetro Minida ET 2055: Minida São Paulo – Brasil;

Cabos elétricos blindados: 26 AWG 0,14mm multicabo, São Paulo - Brasil;

Programa para aquisição interpretação de dados: Strain Smart;

Aparelho modificador dos sinais elétricos: Model 5100 Scanner Instruments Division Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina - USA;

Microcomputador: Toshiba Pentium IV Satellite 220 GHz e 240 MB of de memória RAM

4.2 Confecção do bloco de poliuretano

Previamente foi confeccionada uma matriz de alumínio a fim de obter o bloco de poliuretano. A matriz de alumínio era constituída por uma placa horizontal, duas placas verticais maiores, duas placas verticais menores e oito parafusos que possibilitam a fixação das placas:

a) placa horizontal: base retangular exibindo 111 mm de comprimento por 61 mm de largura e 6 mm de espessura. Ainda possui quatro perfurações lisas, centralizadas, bilaterais e diametralmente opostas, com 5mm de diâmetro, permitindo a passagem de parafusos visando unir a placa horizontal às placas verticais;

b) placa vertical maior: possui formato retangular com dimensões de 95 mm de comprimento, por 30 mm de largura e 8 mm de espessura. Possui uma perfuração com roscas internas, localizada no centro da base maior, permitindo a união da placa horizontal à placa vertical maior e duas centrais também com roscas internas, diametralmente opostas localizadas na base menor, as quais promovem a união entre a placa vertical maior à placa vertical menor;

c) placa vertical menor: estrutura retangular apresentando 61 mm de comprimento, por 30 mm de largura e 8 mm de espessura. Exibe duas perfurações lisas, centralizadas e diametralmente opostas na base menor e uma perfuração central com roscas internas na base maior, que possibilita a fixação da placa horizontal à placa vertical menor.

A matriz de alumínio montada por meio da união da placa horizontal às placas verticais e do uso dos parafusos, formando um recipiente retangular com dimensões internas de 95 x 45 x 30 mm (figura 1).

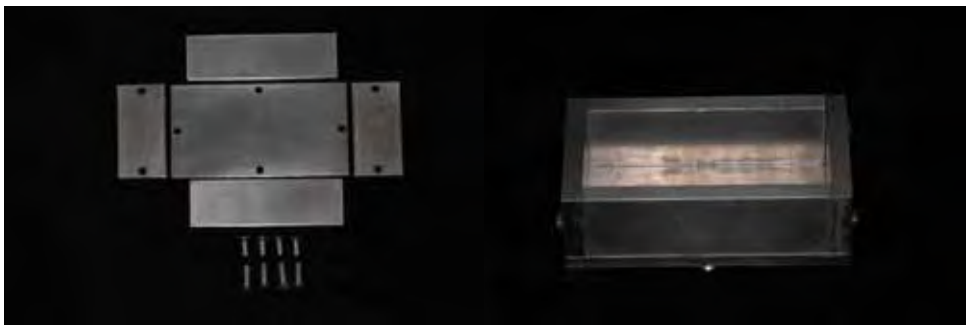

FIGURA 1- Matriz de alumínio utilizada para a confecção do bloco de desmontada e montada.

Um bloco de poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – France) foi confeccionado para o desenvolvimento deste estudo. A resina de poliuretano é constituída por uma base e um catalisador, os quais foram proporcionados com medidas idênticas e misturados com o auxílio de uma espátula no interior de um gral de borracha, até que houvesse uma homogeneização total dos componentes. Em seguida, a resina homogeneizada foi vertida na matriz de alumínio, preenchendo-a completamente. Após o tempo de polimerização final do poliuretano, 20

minutos, a matriz de alumínio foi desmontada e o bloco de poliuretano destacado.

As superfícies do bloco de poliuretano foram desgastadas com lixas d'água com granulações progressivas e seriadas (220 a 600), visando obter superfícies planas e livres de irregularidades. Ao final do processo, o bloco de poliuretano apresentou dimensões de 95 mm de comprimento por 45 mm de largura e 30 mm de altura (figura 2).

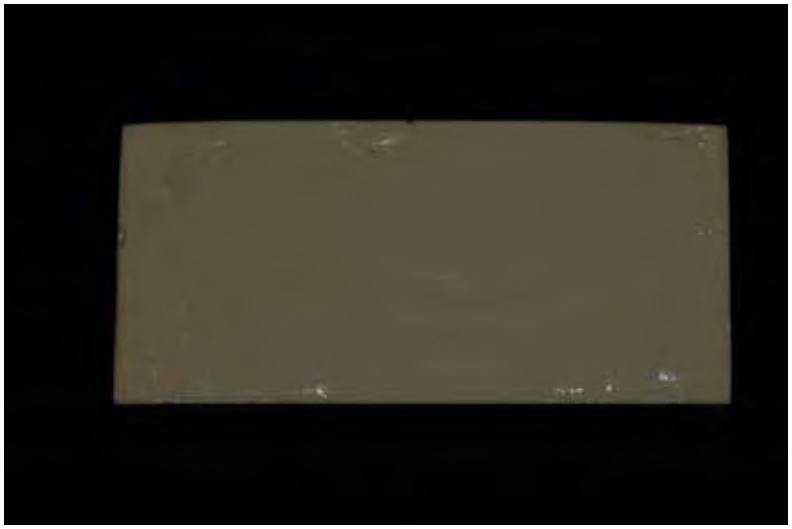

FIGURA 2- Característica final do bloco de poliuretano.

4.3 Inserção das fixações e conexão dos pilares protéticos

Inicialmente foi confeccionado um conjunto de matrizes de alumínio para posicionar os implantes no bloco de poliuretano, simulando uma situação clínica de posicionamento linear das fixações (Nishioka[59]).

a) componente 1: base retangular exibindo 75 mm de comprimento por 40 mm de largura e 5 mm de espessura, que exibe na parte central três cilindros eqüidistantes. Cada cilindro possui 4 mm de altura por

4 mm de diâmetro. A 3 mm da convexidade dos cilindros, foram realizadas marcações bilaterais em baixo relevo, sendo 3 verticais e 5 horizontais, com distância de 1 mm entre as mesmas. Esta base ainda exibe 4 perfurações, com 2 mm de diâmetro, centralizadas, bilaterais e diametralmente opostas (Figura 3), que permitem rosquear parafusos específicos para promover a união entre os componentes 2 e 3;

b) componente 2: estrutura retangular apresentando 75 mm de comprimento por 40 mm de largura e 4 mm de espessura, que apresenta uma abertura central, limitada pelas marcações verticais e horizontais do componente 1. Esta estrutura é fixada à base por dois parafusos verticais (Figura 4);

c) componente 3: placa com formato retangular, com 75 mm de comprimento por 10 mm de largura e 3 mm de espessura, que apresenta três orifícios centrais com 4 mm de diâmetro, os quais exibem roscas na parte interna. Estes orifícios coincidem com a localização dos três cilindros existentes na base (componente 1). Em cada extremidade horizontal há uma perfuração transversal, com o objetivo de fixar o conjunto (Figura 5).

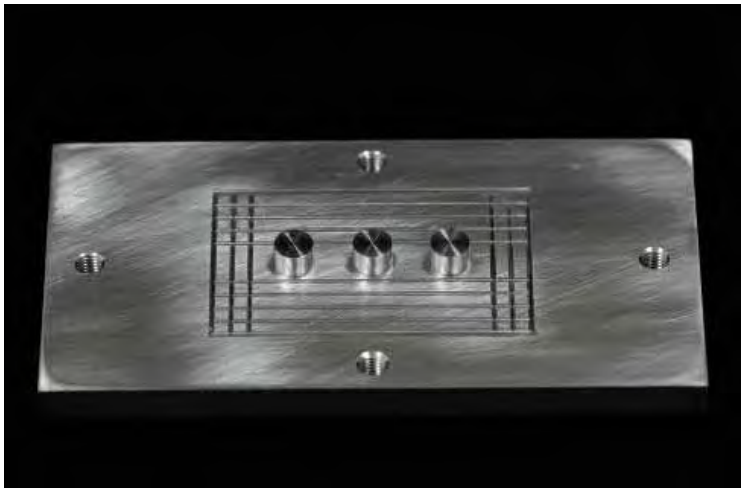

FIGURA 3 - Componente 1: base com a configuração linear. Posicionamento centralizado dos cones, delimitados pelas marcações horizontais e verticais.

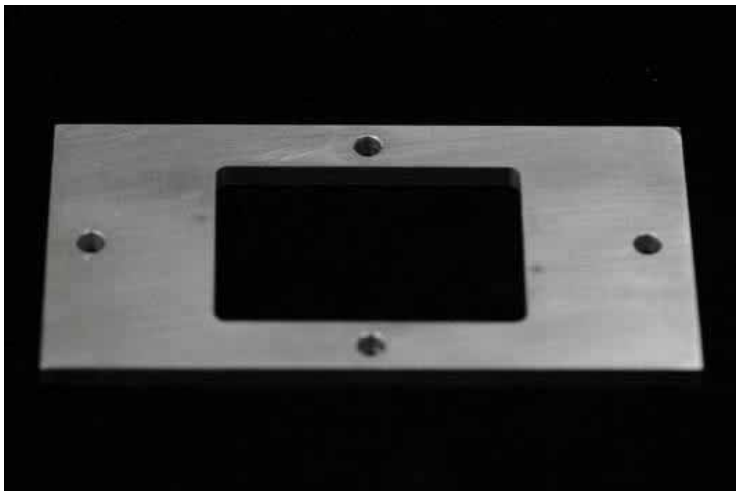

FIGURA 4 - Componente 2: estrutura retangular caracterizada pela abertura central.

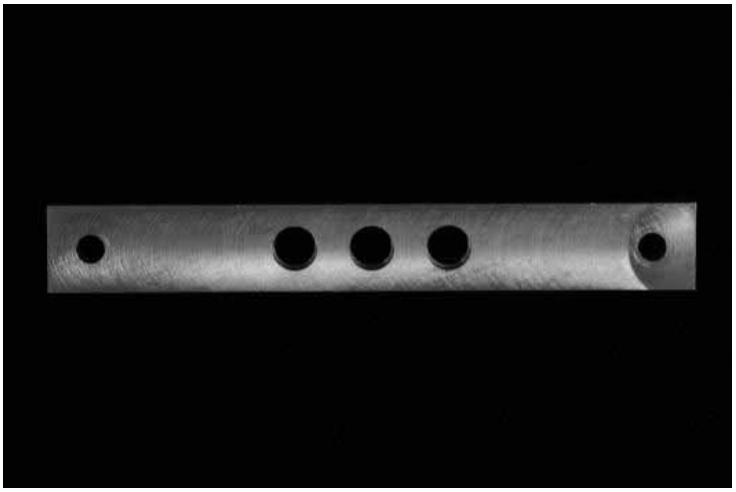

FIGURA 5 - Componente 3: Placa retangular com os orifícios compatíveis com os cilindros do componente 1.

A sobreposição dos três componentes configura a montagem do conjunto de matrizes (Figura 6).

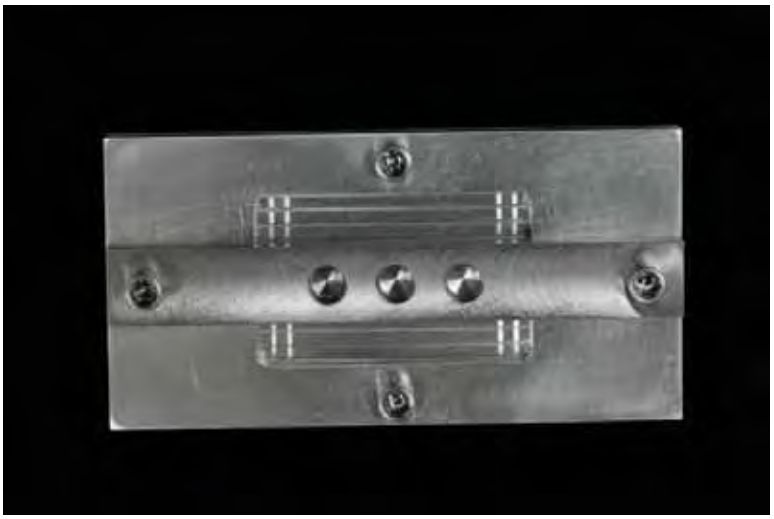

FIGURA 6 - Conjunto da matriz: identificada pelo alinhamento dos cilindros.

A partir da fixação do componente 3 ao bloco de poliuretano, por parafusos horizontais, padronizou-se a distância e os locais para a inserção das três fixações no bloco. Para a realização das perfurações foi utilizado um conjunto de fresas padronizadas e convencionais para cirurgias, acopladas ao contra-ângulo (KavoDental GmbH Biberach – Germany) com redução 16:1, conectado ao motor elétrico BLM 600 (Driller, Jaraguá – Brasil). As perfurações foram iniciadas pela ponta de lança, seguida das brocas helicoidais de 2, 3 e 3,15 mm de diâmetro (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo – Brasil, códigos 934000; 933200; 933300; 933315, respectivamente), com velocidade média de 1800 rotações por minuto (Figura 7).

Para auxiliar a padronização da axialidade das perfurações, foram utilizados anéis com diâmetros internos progressivamente maiores e compatíveis com os diâmetros das fresas utilizadas. Tais anéis foram identificados por cores e rosqueados, alternadamente, aos três orifícios existentes no componente 3, sendo que o anel branco corresponde a fresa de 2 mm, o amarelo a fresa de 3 mm e o azul a fresa de 3.15 mm (Figura 8).

O protocolo para realização das perfurações obedeceu aos padrões convencionais, excluindo os cuidados de assepsia.

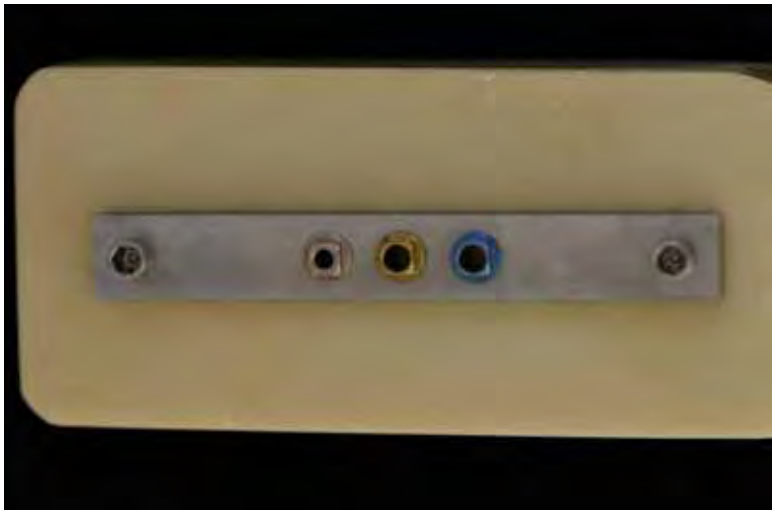

FIGURA 7 - Componente 3 fixado por parafusos verticais no bloco de poliuretano e a apresentação em posição dos anéis rosqueáveis.

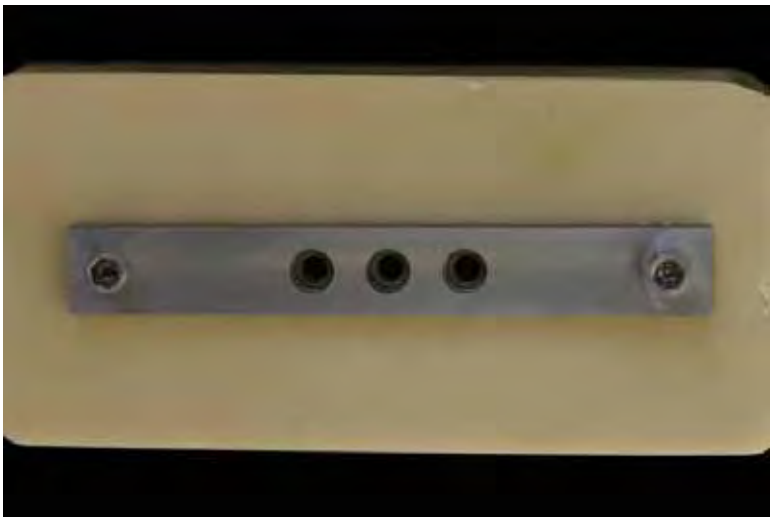

FIGURA 8 - Componente 3 em posição com as perfurações realizadas.

As três fixações com 3.75 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento e plataforma de assentamento de 4.1 mm (Conect AR - código 513713) foram inseridas no bloco, paralelamente entre si,

utilizando velocidade média de 14 rotações por minuto, com torque ajustado de 40 Ncm. Previamente, as fixações foram numeradas de um a três, da esquerda para direita (Figura 9). Para finalizar a inserção de cada fixação, foi utilizada uma chave de catraca cirúrgica manual (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo – Brasil, código 763000). Durante todas as etapas, realizadas por um único operador, foi realizada a refrigeração dos procedimentos utilizando bomba de irrigação acoplada no motor elétrico.

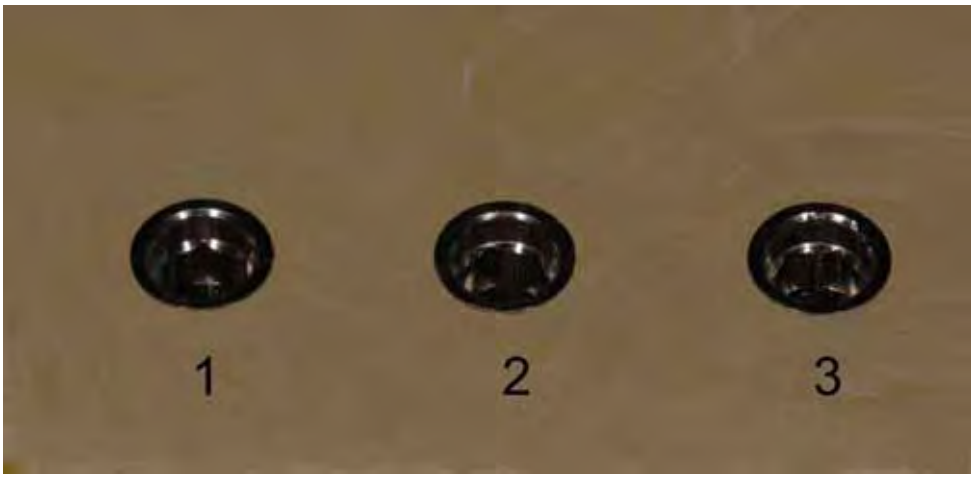

FIGURA 9 – Posicionamento das fixações de hexágono interno, evidenciando a eqüidistância e a configuração linear.

A seguir, conexões protéticas tipo Microunit (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo – Brasil, código 136073), com cinta metálica de 3 mm, foram instaladas sobre as fixações utilizando torque de 20 Ncm com auxílio de um torquímetro mecânico progressivo (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo – Brasil, código 400000), conforme recomendação do fabricante (Figura 10).

FIGURA 10 – Pilares protéticos Microunit conectados nas fixações com torque de 20 Ncm.

4.4 Obtenção dos corpos de prova

4.4.1. Enceramento

Foram realizados 10 enceramentos (figura 11), padronizados, a partir da fixação da base (componente 1) com o componente 2, que delimitou um compartimento retangular. Este procedimento permitiu reproduzir sistematicamente o enceramento de todos os corpos-de-prova, que foram distribuídos aleatoriamente entre os grupos de cilindros plásticos (n=5) (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo – Brasil, código 144001) e de cilindros usinados (n=5) em cobalto-cromo (Co-Cr) (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo – Brasil, código 144000).

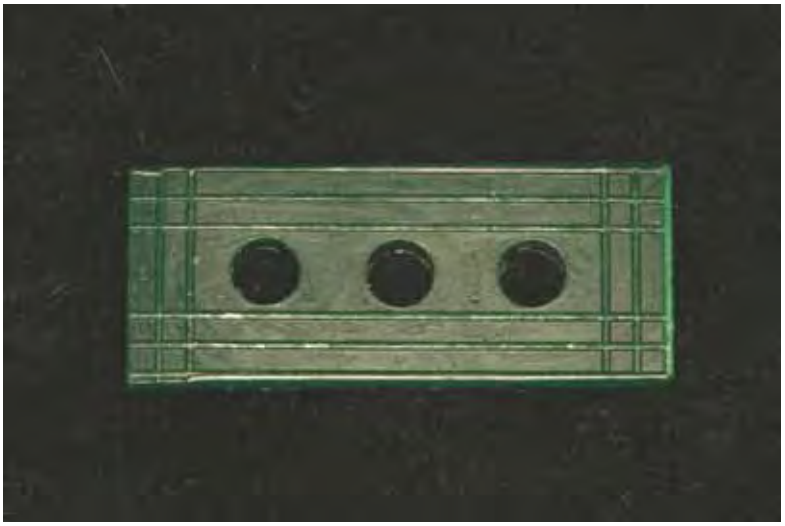

FIGURA 11 – Aspecto final do enceramento.

Os cilindros plásticos e usinados foram parafusados sobre o pilar protético com parafuso de retenção de titânio (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo – Brasil, código 157004), utilizando uma chave hexagonal de 1.17 mm (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo – Brasil, código 06300). Previamente, os cilindros foram individualizados removendo a sua parte superior excedente, com auxílio de disco de carborundum (Dentorium, New York – USA) adaptado a um motor elétrico (Beltec LB 100, Araraquara – Brasil) para uso laboratorial, deixando os cilindros com uma altura de 10 mm a fim de facilitar a inserção do enceramento. Em seguida, o enceramento foi posicionado sob ligeira pressão sobre os cilindros (Figura 12). Para selar a periferia de todos os cilindros foi utilizado o instrumental aquecido do tipo gotejador (Conjunto para enceramento do tipo PK Thomas: SS White – Brasil).

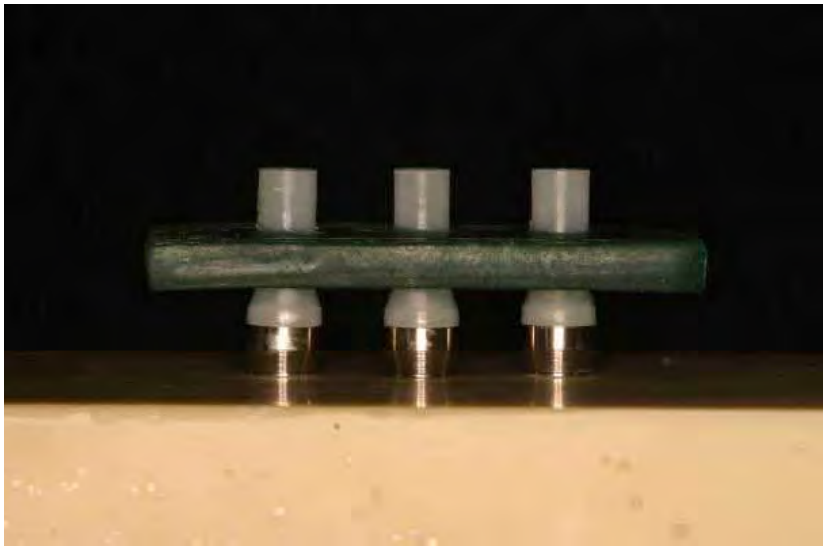

FIGURA 12 – Enceramento posicionado sobre os cilindros de plástico.

4.4.2 Inclusão e fundição

Cada enceramento foi unido a um conduto de alimentação, fixado na base formadora do cadinho (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo – Brasil) e recebeu aplicação do agente redutor de tensão superficial (Waxit – Degussa, São Paulo – Brasil). Em seguida, todo o conjunto foi colocado, individualmente, no interior de anéis de silicone (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo – Brasil) com capacidade máxima de 180 g, para verter o revestimento. Foi utilizado jato de ar comprimido para a secagem do conjunto após aplicação do agente redutor.

O revestimento foi preparado em máquina espatuladora a vácuo, com 20 psi (Polidental modelo A300 Ind. e Com. Ltda. – Brasil), durante 30 segundos com velocidade de 425 rpm, e vertido nos anéis de silicone. Após 20 minutos, observou-se a presa final do revestimento e os

enceramentos foram removidos da base formadora de cadinho e do anel de silicone. O bloco de revestimento foi levado ao forno (EDG 1800 EDG-Brasil) para aquecimento e volatilização da cera e do plástico. O ciclo utilizado foi o pré-aquecimento a temperatura de 800ºC com patamar de 30 minutos, seguida da elevação da temperatura a 900ºC com patamar de 30 minutos.

Para cada anel de silicone foram utilizados 26 gramas de liga de Co-Cr (Wirobond SG Bremen Alemanha). A fundição foi realizada com gás de acetileno-oxigênio e a injeção do metal ocorreu em uma centrífuga convencional. O resfriamento dos blocos das fundições, até atingir a temperatura ambiente, ocorreu sobre a mesa de trabalho.

Para a desinclusão foi utilizado um martelete de pneumático, sendo que o excesso de revestimento foi removido com uma tesoura reta para ouro (SS White – Brasil) (Figura 13). Posteriormente, foi realizado jateamento (Easyblast Bego, Bremen – Alemanha), com partículas de 110 µm pó de óxido de alumínio, sob pressão de 60 psi, para a remoção do restante do revestimento. Os canais de alimentação foram removidos com discos de carborundum (Dentorium, New York – USA).

FIGURA 13 – Remoção parcial do revestimento.

As estruturas metálicas foram assentadas no bloco de poliuretano (Figura 14) e a estabilidade do conjunto foi aferida sem realização do aperto dos parafusos. Cada estrutura metálica ou corpo de prova foi numerado e codificado com o grupo correspondente.

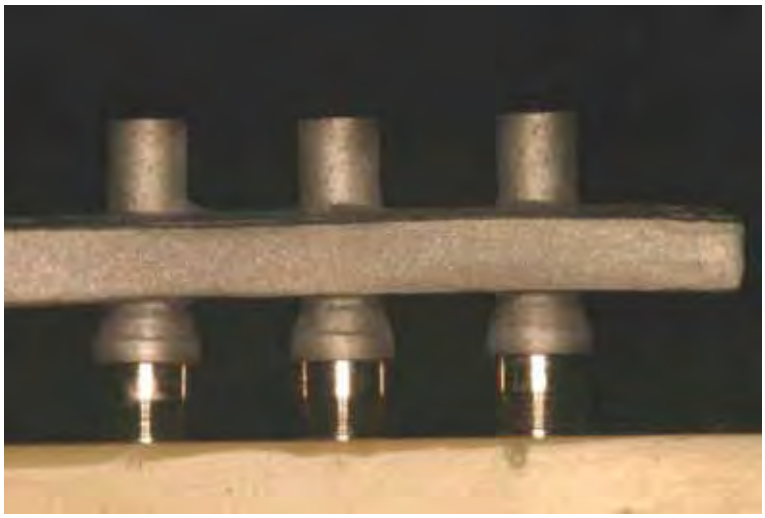

FIGURA 14 – Verificação da adequada adaptação da estrutura metálica sobre os pilares protéticos.

A porção de metal excedente superior, localizado no orifício de entrada do parafuso de retenção, foi desgastada com auxílio de disco de carburudum (Dentorium, New York – USA) acoplado a um motor elétrico (Beltec LB 100, Araraquara – Brasil) para uso laboratorial, em seguida, foi realizado novo jateamento (Easyblast Bego, Bremen – Alemanha), com partículas de 110 µm pó de óxido de alumínio, sob pressão de 60 psi, obtendo estruturas metálicas com a superfície superior plana (Figura 15).

FIGURA 15 – Aspecto final do corpo de prova.

4.5 Extensometria

Quatro extensômetros lineares elétricos (KFG-02-120-c1-11N30C2 Kyowa Eletronic Instruments Co., Ltd – Tokyo – Japan) foram colados na superfície superior do bloco de poliuretano, tangenciando a plataforma dos implantes. Previamente, nestes locais, a superfície do bloco foi trabalhada com lixa d'água de granulação 220, seguida da limpeza das superfícies com álcool isopropílico.

A colagem dos extensômetros foi realizada de maneira individual, utilizando pequena quantidade de adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil). Previamente aos procedimentos de colagem, foi realizada a aferição de cada extensômetro, 120 Ω, utilizando aparelho multímetro (Minida ET 2055: Minida São Paulo – Brasil). Após o posicionamento, cada extensômetro foi mantido sobre pressão digital durante três minutos.

Na superfície superior do bloco de poliuretano também foi realizada a colagem das placas terminais, onde foram adaptadas as conexões elétricas. A superfície de cobre das placas terminais e os dois fios originários de cada extensômetro foram levemente lixados e soldados com estanho (Soldering unit: Mark VII Strain Gage Line accessories, Measurements Group Inc. Raleigh North Carolina – USA; Solder connection: 44 rosin core solder Kester Anahein CA – USA). Posteriormente, sobre a outra extremidade de cada terminal, foram pinceladas duas camadas de fluxo para solda (Soldering flux: M – line accessories, Measurements Group Inc. Raleigh North Carolina – USA), soldando o três cabos elétricos blindados (26 AWG 0,14 mm multicabo, São Paulo – Brasil), os quais foram conectados a um aparelho condicionador de sinais elétricos (Model 5100 Scanner – System 5000 - Instruments Division Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina – USA, FAPESP proc: 07/53293-4), formando uma ligação denominada ¼ de ponte de Wheatstone de 120 Ω, que é um circuito elétrico capaz de detectar mínimas alterações de resistência provocadas pela deformação (Figura 16).

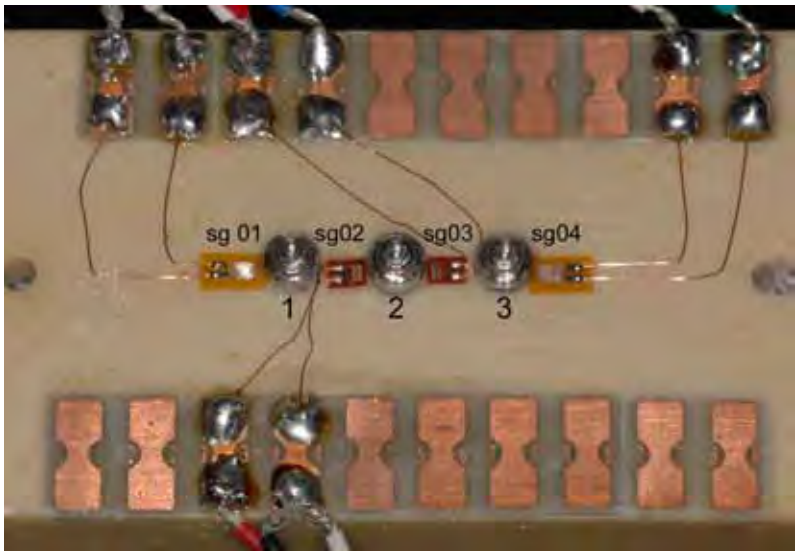

FIGURA 16 – Posicionamento dos extensômetros e das placas terminais.

Após a finalização da conexão, tanto nos fios dos extensômetros como nos três cabos elétricos blindados foram pinceladas duas camadas de neutralizador do fluxo de solda (Solvent rosin: Line accessories, Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina – USA) em toda superfície.

Para registrar adequadamente as variações ocorridas no circuito elétrico, estas foram amplificadas pelo aparelho condicionador que, além de alimentar as pontes de Wheatstone e amplificar o sinal gerado, realizou sua conversão de analógico para digital.

As variações elétricas foram aritmeticamente transformadas para unidades de microdeformação (με) pelo *software Strain-Smart* de aquisição de dados, responsável pelo registro das informações, tais como interpretações, modificações e processamentos dos sinais. Este software foi instalado em um microcomputador com processador Pentium IV 1.1Ghz, 256 MB de memória RAM.

Cada extensômetro linear elétrico correspondia a um canal do aparelho condicionador, na seguinte ordem:

a) canal 1 (C1) – mesial do implante 1
b) canal 2 (C2) – mesial do implante 2
c) canal 3 (C3) – distal do implante 2
d) canal 4 (C4) – distal do implante 3

4.6 Aplicação de carga

4.6.1 Descrição do dispositivo de aplicação de carga

Especialmente para este estudo foi desenvolvido um dispositivo de aplicação de carga (DAC) (Vasconcellos e Nishioka[78]), que permite carregamentos estáticos verticais de diversas magnitudes sobre os corpos de prova. Os carregamentos pode ser modificados conforme a quantidade de peso e a localização do pino de pressão, variando 5 a 40 kg, com intervalos de 5 kg. Este dispositivo (figura 17a e b) constitui-se de uma base inferior (1) e superior de alumínio (3), unidas por 4 colunas de aço (2). Sobre a base superior, localizam-se dois cavaletes, um próximo à região central denominado de cavalete da barra de carga (7) e outro na extremidade oposta denominado de cavalete do excêntrico (12). Sobre os dois cavaletes posiciona-se uma barra de carga (4) que possui, em uma extremidade, uma tara que tem a função de equilibrar a barra de carga sobre seu eixo. Na outra extremidade, encontra-se uma haste e uma base circular unidas à barra de carga, permitindo a inserção de dois pesos de 1 kg (14) e um de 2 kg (13), concomitantemente ou separadamente.

A região central da base superior possui dois orifícios que permitem a passagem do pino de pressão, sendo um localizado próximo ao cavalete da barra de carga, orifício n° 1 (8), que tem ação de alavanca de 10 vezes e o outro mais distante do cavalete da barra de carga, orifício n° 2 (9), com ação de alavanca de 5 vezes.

O pino de pressão (9), localizado no orifício n° 2, tem uma extremidade superior cilíndrica com diâmetro de 9 mm, a qual encosta levemente a barra de carga quando em posição de descanso e uma extremidade inferior afilada com diâmetro de 1 mm ou ponta ativa do pino de pressão, responsável pela aplicação de carga.

O cavalete da barra de carga possui um eixo onde a barra de carga permanece apoiada e sobre o qual a barra de carga rotaciona. O cavalete do excêntrico possui um eixo e um excêntrico, os quais permitem manter a barra de carga paralela ao plano horizontal, ou seja, em posição de descanso. E quando o peso está posicionado e à medida que o excêntrico é girado a barra de carga inclina, acionando o

pino de pressão, que por sua vez realiza a aplicação de carga sobre o corpo de prova (Figura 17a, b e 18).

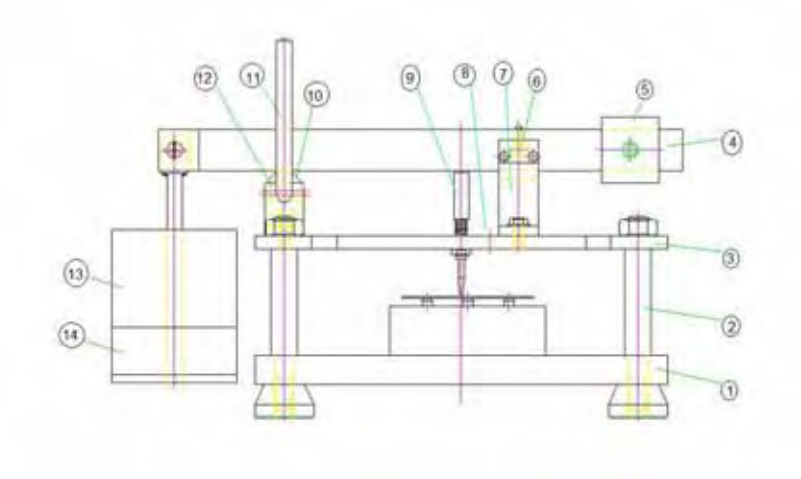

FIGURA 17a – Desenho do aplicador de carga (sem escala), plano vertical; 1- base inferior de alumínio; 2- quatro colunas de aço; 3- base superior; 4- barra de carga; 5- tara da barra de carga; 6- eixo da barra de carga; 7- cavalete da barra de carga; 8- orifício n°1; 9-pino de pressão, localizado no orifício n°2; 10- excêntrico; 11- eixo do excêntrico; 12- cavalete do excêntrico; 13- peso de 2 kg; 14- peso de 1 kg (duas unidades).

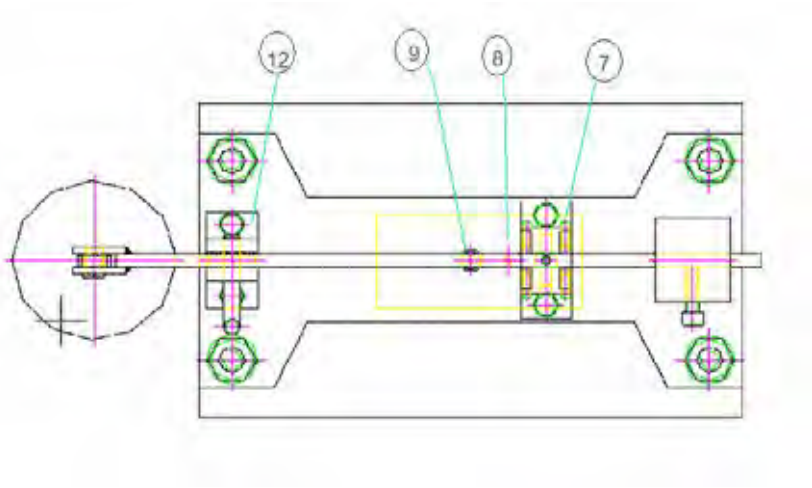

FIGURA 17b – Desenho do aplicador de carga (sem escala), plano horizontal; 7- cavalete da barra de carga; 8- orifício n°1; 9-pino de pressão, localizado no orifício n°2; 12- cavalete do excêntrico. Observar a distância dos orifícios que permitem a passagem do pino de pressão e determinam a ação de alavanca.

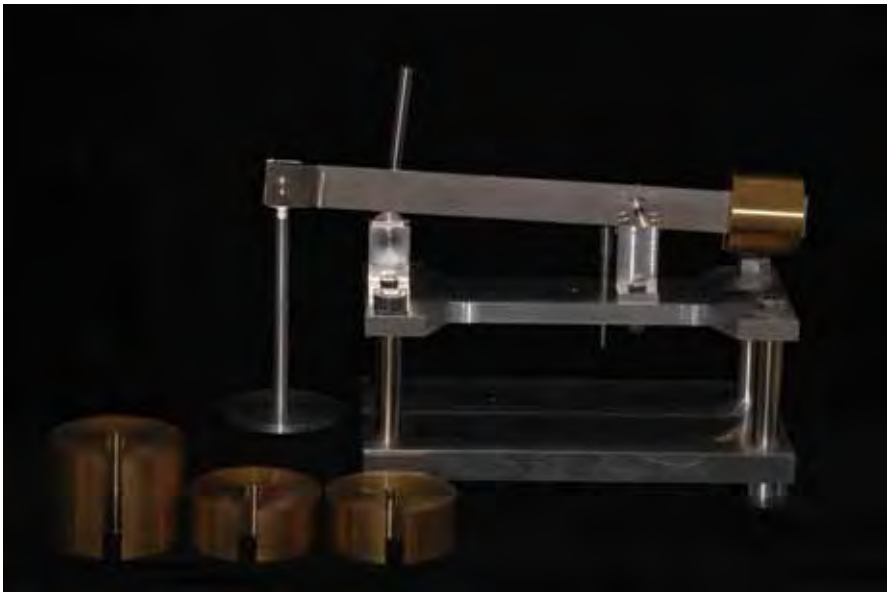

FIGURA 18 – Dispositivo de aplicação de carga (DAC).

Desta forma, quando o dispositivo está com 3 kg de carga e o pino de pressão posicionado no orifício mais afastado do eixo do cavalete da barra de carga, a ponta ativa do pino de pressão exerce um carregamento vertical estático de 15 kg. Por lado, quando o dispositivo de aplicação de carga está com 3 kg de peso e o pino de pressão posicionado no orifício mais próximo do eixo de cavalete da barra de carga, a ponta ativa do pino de pressão exerce um carregamento vertical estático de 30 kg.

4.6.2 Aplicação da carga vertical

Após o posicionamento de cada corpo de prova sobre os pilares protéticos (Quadro 1), foram realizados os apertos dos parafusos

de retenção com auxílio de uma chave de ponta hexagonal de 1.17 mm até obter a primeira resistência. A seqüência de aperto iniciou-se com o parafuso central, depois o da esquerda e finalizando com o da direita. A ponta hexagonal de mesmo diâmetro foi adaptada num torquímetro progressivo para finalizar o aperto dos parafusos de retenção com torque aproximado de 10 Ncm.

Quadro 1 - Codificação dos corpos-de-prova.

Corpo-de-prova	Conexão protética	Cilindro
HIP	hexágono interno	Plástico
HIU	hexágono interno	Usinado

Para aplicação de carga sobre os corpos de prova foram inicialmente selecionados cinco pontos de aplicação de carga axial. O primeiro ponto, denominado ponto A, foi localizado sobre orifício do parafuso de retenção do implante 1. O segundo ponto, denominado ponto B, foi localizado centralmente entre os orifícios dos parafusos de retenção dos implantes 1 e 2. O terceiro ponto, denominado ponto C, foi localizado sobre o orifício do parafuso de retenção do implante 2, o quarto ponto, denominado ponto D, localizado centralmente entre orifícios dos parafusos de retenção dos implantes 2 e 3 e o quinto ponto, denominado ponto E, localizado sobre o orifício do parafuso de retenção do implante 3, conforme figura 19.

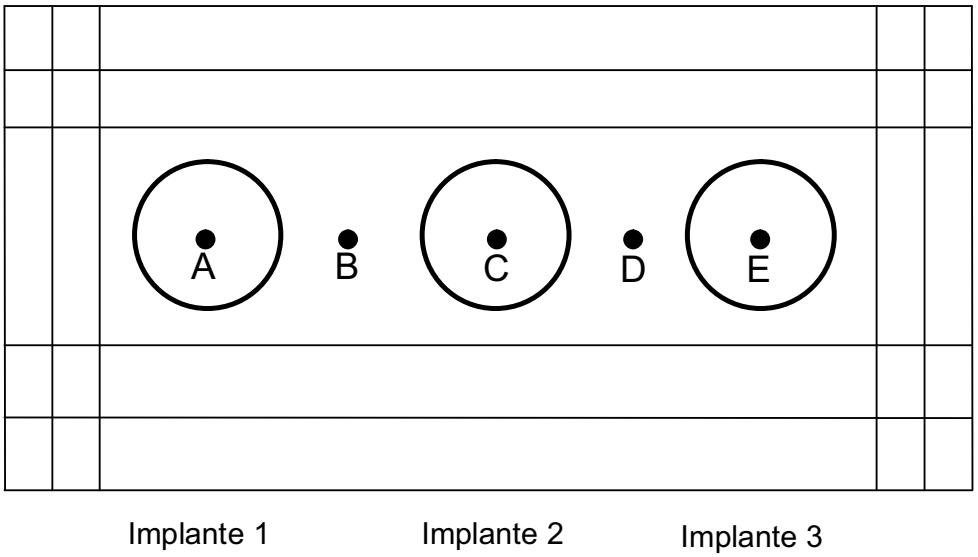

FIGURA 19 – Pontos de aplicação de carga axiais (A, B, C, D e E).

A carga estática vertical utilizada foi de 30 kg[55] durante 10 segundos, com o auxílio do dispositivo de aplicação de carga (figura 20).

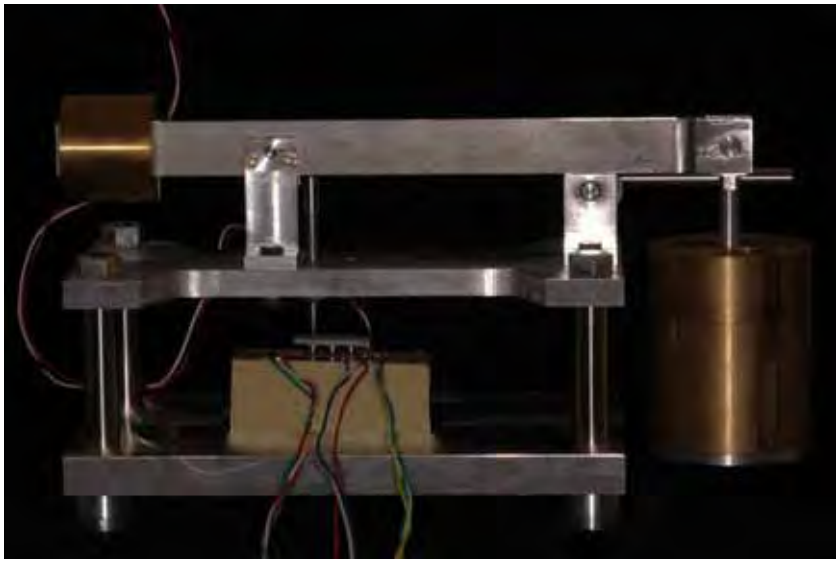

FIGURA 20- Corpo de prova durante o carregamento vertical estático, sobre o ponto de aplicação de carga A.

FIGURA 21 – Detalhe do carregamento vertical estático, sobre o ponto de aplicação de carga A.

A magnitude de deformação em cada extensômetro linear elétrico foi registrada em microdeformação (με). Antes de cada leitura, o aparato foi zerado, balanceado e calibrado a ±10 με, sem estresse no modelo experimental. Estes procedimentos foram repetidos por mais duas vezes, totalizando 3 carregamentos por ponto de aplicação.

4.7 Planejamento experimental

No delineamento deste experimento seguiu um esquema fatorial tipo 2 x 5, sendo que as variáveis dependentes estudadas foram: o cilindro (2: plástico e usinado) e o ponto de aplicação de carga (5: A, B, C, D ,E), conforme quadro 2.

Quadro 2 – Distribuição dos corpos de prova baseado no tipo de cilindro e nos pontos de aplicação de carga.

	Cilindro	Pontos de aplicação de carga
PPF de 3 elementos sobre 3 implantes hexágono Interno	Plástico (n=5)	A B C D E
	Usinado (n=5)	A B C D E

A variável independente foi a microdeformação (με) obtida na extensometria durante a aplicação de carga.

A unidade experimental foi o sistema formado pela estrutura metálica fundida em liga de cobalto-cromo, descrita anteriormente, apoiada sobre três pilares protéticos. Essa estrutura metálica foi denominada corpo-de-prova. Os corpos-de-prova foram divididos aleatoriamente em duas condições experimentais estabelecidas pelas cinco variáveis experimentais.

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios padrão e representação gráfica (gráfico de pontos e de colunas).

Os dados obtidos na extensometria foram submetidos à análise de variância de medidas repetidas (ANOVA) dois fatores de efeito fixo (cilindro e ponto de aplicação). Após o teste ANOVA, aplicou-se o teste de Comparação Múltipla de Tukey para os fatores que mostraram

diferença estatisticamente significante, adotando-se nível de significância de 5%.

As análises estatísticas foram realizadas por meio dos programas computacionais: GraphPad Prism (GraphPad Software, version 4.0, 2003); MINITAB (Minitab, version 14.12, 2004); STATISTIX (Analytical Software Inc., version 8.0, 2003) e STATISTIX (Analytical Software Inc., version 9.0, 2008).

5 RESULTADOS

Os valores de microdeformação obtidos na extensometria foram utilizados na análise estatística, permitindo comparações entre a magnitude de deformação resultante do tipo de cilindro e do local do carregamento.

Os dados da estatística descritiva analisando médias de microdeformação obtidas em cada extensômetro (SG), ou seja, SG 01 localizado na mesial do implante 01, SG 02 localizado na mesial do implante 02, SG 03 localizado na distal do implante 02 e SG 04 localizado na distal do implante 03, para cilindro plástico e usinado em cada ponto de aplicação de carga estão demonstradas nas tabelas 1 e 2, respectivamente.

Tabela 1 - Valores de microdeformação (με) obtidos em cada ponto de aplicação de carga para cilindro plástico em cada extensômetro.

Ponto de aplicação	Cilindro plástico	N*	Média	Desvio padrão	Coef. de variação**
A	SG 01	5	568,8	±133,0	23,42
	SG 02	5	306,2	±138,3	45,17
	SG 03	5	55,4	±39,2	70,73
	SG 04	5	256,8	±130,6	50,87
B	SG 01	5	605,3	±64,4	10,64
	SG 02	5	156,4	±123,4	78,85
	SG 03	5	34,4	±39,6	115,01
	SG 04	5	167,1	±93,3	55,83
C	SG 01	5	463,9	±40,4	8,72
	SG 02	5	175,3	±124,9	71,26
	SG 03	5	67,1	±44,4	66,18
	SG 04	5	535,0	±184,8	34,55
D	SG 01	5	349,8	±45,4	12,9
	SG 02	5	369,4	±152,5	41,28
	SG 03	5	190,2	±65,8	34,58
	SG 04	5	937,0	±112,8	12,04
E	SG 01	5	156,6	±69,4	44,33
	SG 02	5	444,6	±128,4	28,88
	SG 03	5	115,1	±91,9	79,86
	SG 04	5	1044,6	±127,7	12,23

* número de corpos de prova
** coeficiente de variação

Tabela 2 – Valores de microdeformação (με) obtidos em cada ponto de aplicação de carga para cilindro usinado em cada extensômetro.

Ponto de aplicação	Cilindro usinado	N*	Média	Desvio padrão	Coef. de variação**
A	SG 01	5	617,4	100,7	16,30
	SG 02	5	205,0	148,8	72,59
	SG 03	5	31,83	20,49	64,37
	SG 04	5	319,2	32,0	10,03
B	SG 01	5	634,1	104,3	16,45
	SG 02	5	118,9	57,0	47,96
	SG 03	5	39,88	16,45	41,26
	SG 04	5	150,9	140,3	87,76
C	SG 01	5	563,5	46,5	8,24
	SG 02	5	145,8	121,9	83,54
	SG 03	5	83,3	67,4	80,90
	SG 04	5	451,1	170,8	37,85
D	SG 01	5	389,5	56,3	14,45
	SG 02	5	267,8	108,9	40,68
	SG 03	5	154,3	46,1	29,87
	SG 04	5	884,1	140,1	15,85
E	SG 01	5	246,4	46,6	18,91
	SG 02	5	358,4	130,6	36,45
	SG 03	5	81,4	38,5	47,36
	SG 04	5	1067,1	114,6	10,74

* número de corpos de prova
** coeficiente de variação

Analisando os dados das tabelas 1 e 2 para os pontos de aplicação de carga A, B, D e E, observou-se que as maiores microdeformações ocorreram nos extensômetros localizados próximo ao ponto de aplicação de carga. Enquanto que para o ponto de aplicação de carga C, sobre o implante central, as maiores microdeformações ocorreram nos extensômetros mais distantes, independente do tipo de cilindro.

Em seguida foi realizada a estatística descritiva para as variáveis cilindro e ponto de aplicação, que estão representados nas tabelas 3 e 4, respectivamente.

Tabela 3 - Dados de microdeformação (με) referentes a variável cilindro, obtidos a partir dos quatros extensômetros.

Cilindro	N*	Média	Desvio Padrão	Coeficiente de variação
Plástico	5	349,9	±99,8	28,53
Usinado	5	340,9	±93,5	27,42

* número de corpos de prova

Tabela 4 - Dados de microdeformação (με) referentes a variável ponto de aplicação de carga, obtidas a partir dos quatros extensômetros.

Ponto de aplicação	N*	Média	Desvio Padrão	Coeficiente de variação
A	10	295,0	±67,1	22,75
B	10	239,5	±44,6	18,64
C	10	310,6	±39,7	12,77
D	10	442,8	±57,7	13,04
E	10	439,3	±40,5	9,23

* número de carregamentos

As médias de microdeformação para fator interação entre cilindro e ponto de aplicação estão representadas na tabela 5 e demonstradas na figura 22.

Tabela 5 - Médias de microdeformação (με) referentes a interação cilindro e ponto de aplicação de carga, obtidas a partir dos quatros extensômetros.

Cilindro	Ponto de aplicação	Média
Plástico	A	296,6
	B	240,8
	C	310,3
	D	461,6
	E	440,2
Usinado	A	293,4
	B	238,2
	C	310,9
	D	423,9
	E	438,3

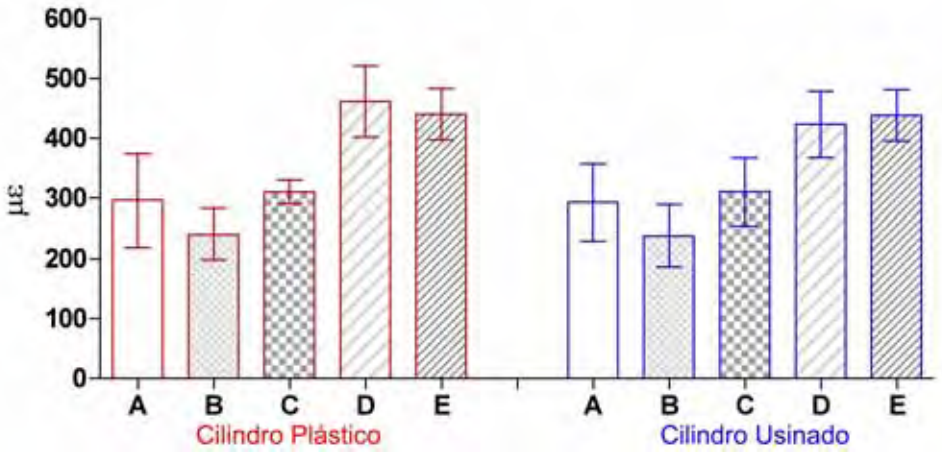

FIGURA 22- Gráfico de médias e desvio padrão de microdeformação (με) para cilindros plástico e usinado em cada ponto de aplicação de carga.

Observando os dados da tabela 5 e figura 22, notou-se que as médias de microdeformação foram semelhantes em cada ponto de aplicação, independente do tipo de cilindro.

Os dados obtidos em microdeformação para as variáveis cilindro e ponto de aplicação foram submetidos ao teste estatístico ANOVA de medidas repetidas e os resultados estão apresentados na tabela 6.

Tabela 6 - Resultados do teste ANOVA de medidas repetidas.

Efeito	gl	SQ	QM	F	P
Cilindro	1	1006	1006,0	0,14	0,7176
Resíduo I	8	57322	7165,3		
Ponto de aplicação (PA)	4	332582	83145,4	47,09	0,0001*
Interação (cilindro/ PA)	4	2606	651,6	0,37	0,8289
Resíduo II	32	56497	1765,5		
Total	49				

*p<0,05.

Verificou-se, por meio do teste ANOVA, Tabela 6, que o efeito interação não foi estatisticamente significante, indicando que o efeito cilindro foi o mesmo para cada ponto de aplicação, Figura 23.

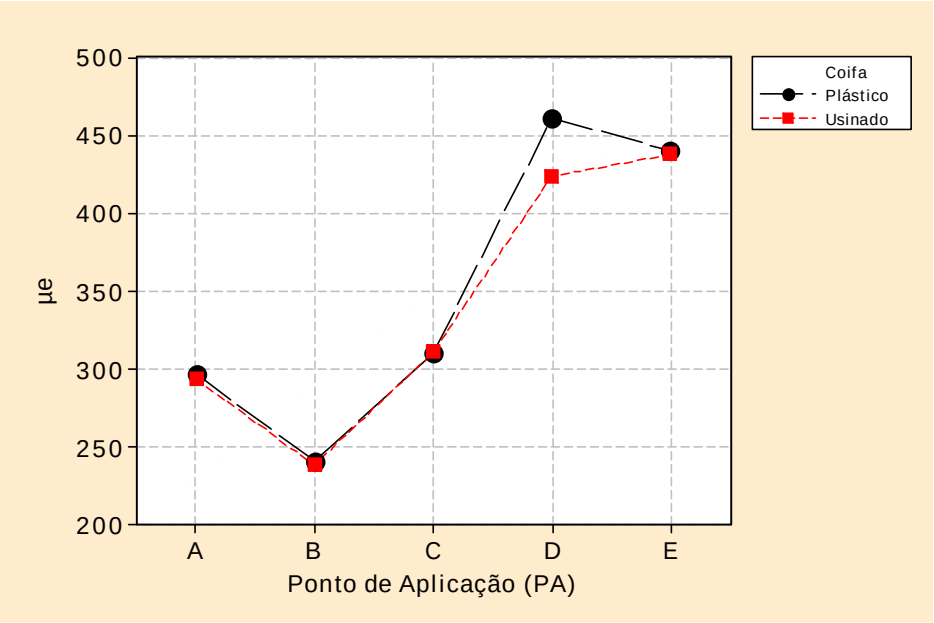

FIGURA 23 – Resultado do teste ANOVA, efeito interação.

Observou-se também por meio da tabela 6, teste ANOVA, que o efeito ponto de aplicação de carga foi estatisticamente significante (p=0,0001). Em seguida, aplicou-se o teste de comparação múltipla de Tukey, sendo que os dados estão representados na tabela 7 e demonstrados na Figura 24.

Tabela 7 - Teste de Tukey para as médias de microdeformação nas cinco condições experimentais (ponto de aplicação de carga).

Ponto de aplicação	Média	Grupos Homogêneos
D	442,77	A
E	439,28	A
C	310,63	B
A	295,00	B
B	239,49	C

* médias seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente

A formação dos grupos homogêneos pode se melhor compreendida por meio do gráfico das médias de microdeformação (με) para cada ponto de aplicação de carga, mostrado a seguir (Figura 24).

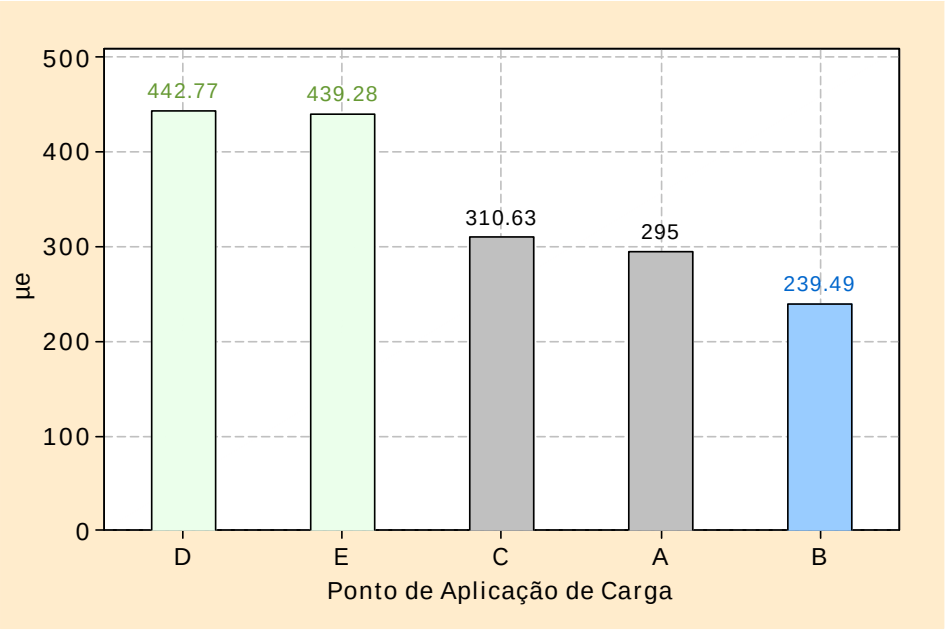

FIGURA 24 - Gráfico das médias de microdeformação (με) para cada ponto de aplicação de carga em relação ao tipo de cilindro.

6 DISCUSSÃO

Após a instalação de uma prótese implanto suportada, a sobrecarga oclusal tem sido apontada como fator primário da perda óssea peri-implantar, da perda de implantes e da prótese implanto-suportada[1,38,39,58,83]. Visando avaliar as cargas biomecânicas sobre os implantes, diversas técnicas têm sido utilizadas tais como a análise fotoelástica[4,18,24], as análises bi[8] e tridimensional[52,73,75] com elementos finitos, as análises matemáticas bi e tridimensional[70,71,79,80] e a extensometria[4,5,18,24,25,31,59,77].

A fotoelasticidade ou análise de birrefringência foi umas das primeiras técnicas empregadas para avaliar as tensões em estruturas mecânicas[68]. Esta técnica é baseada no fenômeno de que determinados materiais birrefringentes, quando submetidos a pressão e observados em luz monocromática polarizada, exibem franjas de diferentes colorações[5,24,68]. O número total de franjas isocromáticas observadas é diretamente proporcional ao estresse encontrado no modelo de resina fotoelástica e as áreas de maiores estresses são representadas por franjas próximas umas das outras[24]. Isto fornece informação sobre a magnitude e a direção das principais tensões, tendo uma vista global da distribuição de tensões[5]. Entretanto, nesta técnica, modelos mais complexos com diferenças de densidade na estrutura de ancoragem ou em outros elementos do modelo são difíceis de obter[68]. Além disso, a fotoelasticidade fornece dados mais qualitativos do que quantitativos[20,24].

A extensometria é uma técnica de medição e registro da microdeformação, que envolve a utilização de extensômetros ou “strain gages” [59,77]. Os extensômetros utilizam o princípio de que determinados

materiais sofrem uma alteração da resistência elétrica, quando estão submetidos a uma força. Os materiais possuem diferentes resistividades e através do circuito de ponte de Wheatstone as alterações na resistência podem ser mensuradas com grande precisão, no local onde o extensômetro está posicionado[24,49]. Esta técnica é amplamente empregada *in vitro*[4,18,24,48], sendo a única que também pode ser aplicada *in vivo*[25,31,47]. Estudos *in vitro* indicaram que houve concordância entre os resultados obtidos na análise fotoelástica e extensometria[20,24] e entre a análise de elementos finitos e extensometria[2], sendo que a extensometria forneceu resultados mais quantitativos, quando comparados aos resultados obtidos nas outras duas análises. Entretanto, na extensometria as deformações somente podem ser observadas nos locais onde os extensômetros estão posicionados e tanto a localização dos extensômetros quanto a angulação dos implantes podem não ser tão precisos como em um modelo teórico[69].

Um modelo teórico pode ser construído por meio das análises bi e tridimensional de elementos finitos, os quais são métodos de simulação numérica realizados através de programas computacionais, idealizados para projetos de estruturas mecânicas. O principal objetivo destas análises, na Odontologia, é solucionar problemas físicos, determinar a efetividade, comportamento de uma estrutura existente ou componente estrutural, quando submetido a uma determinada carga. Nestes métodos, a quantidade de carga e a localização dos pontos de carregamentos podem ser realizadas de forma precisa e a distribuição das tensões é observada em todas direções[69]. Entretanto, a idealização do problema físico para um modelo matemático ou teórico requer algumas suposições, que conduzem a diferentes equações, as quais podem influenciar os resultados deste modelo[2,69]. Entretanto, segundo Akça et al.[2] a modelagem obtida no método de elementos finitos não permite reproduzir estruturas detalhadas tais como o hexágono interno ou a conexão cone Morse de um implante.

As análises matemáticas são baseadas em conceitos de geometria, para isso o método de avaliação utiliza uma configuração geométrica hipotética como padrão, a qual é comparada a outras configurações geométricas, que exibem determinadas variáveis. Portanto, os valores são expressos em porcentagem de alteração causada por cada variável, a partir do modelo padrão. Esta análise fornece dados comparativos e seus efeitos no diagnóstico e no prognóstico a longo prazo da prótese sobre implante. Contudo os cálculos permitem somente o efeito de comparação, sem realizar efetivamente análises de tensões[79,80].

Estudos de extensometria em Implantodontia geralmente utilizam pequenos valores de carga, variando de 35 a 110 N[2,4,22,23,49,72]. Alguns trabalhos utilizam dispositivos especiais de aplicação de carga[2,4,22,23] e outros empregam máquinas de ensaio universal[49,72], as quais podem realizar carregamentos extremamente elevados. A quantidade de carga utilizada no presente estudo, 30 kg (±294 N), baseou-se no trabalho de Mericske-Stern et al. [55] que investigaram a força oclusal de pacientes portadores de prótese parcial fixa sobre implantes e encontraram valor médio de máxima força oclusal de 206,1±87,6 N para primeiros pré-molares, de 209,8±88,2 N para molares e de 293,2±98.3 N para segundos pré-molares.

O dispositivo de aplicação de carga (DAC) utilizado neste estudo pode realizar carregamentos de 5 a 40 kg, com intervalos de 5 kg. Visando validar o uso do DAC, Vasconcellos e Nishioka[78] com auxílio da extensometria, compararam o DAC e uma máquina de ensaio universal, utilizando carregamentos axiais e não-axiais. Os autores verificaram que não houve diferença estatisticamente significante entre os resultados obtidos na máquina de ensaio universal e no DAC, independente do tipo de carga. Além disso, os autores observaram também que a máquina de ensaio universal realiza o carregamento de modo gradual, ou seja, a partir do momento em que a ponta de aplicação é encostada no corpo de prova

o carregamento é iniciado, partindo de 0,1 kg até atingir 30 kg. Na maioria destes carregamentos, o valor de carga de 30 kg foi ultrapassado, alcançando por vezes 30,8 kg e aos poucos retornava aos 30 kg, sendo neste momento realizada a leitura da microdeformação. Este fato exigia maior tempo e atenção do operador, uma vez que era necessário realizar a leitura nos dois computadores dos dois aparelhos, máquina de ensaio universal e máquina de extensometria, e caso houvesse alguma falha neste momento, a leitura deveria ser descartada. Por outro lado, no DAC a aplicação de carga era precisa, 30 kg, e a leitura era realizada em um único computador, tornando os ensaios mais simples e rápidos. Baseado nestes aspectos, o aparelho DAC foi selecionado para a execução dos carregamentos axiais no presente estudo.

Quando uma carga oclusal é aplicada sobre um implante, esta é transferida parcialmente ao osso e as maiores concentrações de estresse ocorrem na região mais cervical do implante. Este fato deve-se a um dos princípios da engenharia, ou seja, quando dois materiais estão em contato e um deles é carregado, os estresses serão maiores onde os materiais têm o primeiro contato[40]. Portanto, a região cervical do implante é o local onde ocorrem as maiores deformações[18,48,50], independente do tipo de osso[73,76], do desenho do implante[63,76] e da configuração da prótese[3]. Adicionalmente, Stegaroiu et al.[75] analisaram por meio da análise tridimensional de elementos finitos, a distribuição de tensões em três configurações de prótese fixa implanto-suportada, de 3 elementos, submetidas à cargas axial, buco-lingual e mesio-distal. Os autores verificaram que há uma tendência de concentração de estresse ao redor de pescoço dos implantes, independente da configuração e do tipo de carga.

Neste estudo, visando observar a região de maior concentração de estresse durante a aplicação de carga, correlacionando com a prática clínica[48], os extensômetros foram estrategicamente colados sobre o bloco de poliuretano, tangenciando a plataforma dos implantes.

Este posicionamento dos extensômetros também vem sendo utilizado em estudos prévios [18,20,30,31,46,48,59]. Além disso, a superfície plana do bloco de poliuretano tornou o posicionamento e a colagem dos extensômetros mais simples e precisa, quando comparado a outros trabalhos que optaram pela colagem sobre os implantes[2,53], sobre os pilares protéticos[53,72] e sobre as estruturas metálicas da prótese[31,48].

Um dos fatores que afeta significantemente o resultado do tratamento com implantes é a qualidade do osso ao redor dos mesmos. O osso adjacente aos implantes é composto de trabéculas e lamelas, os quais variam conforme a idade, estado funcional e fatores sistêmicos do paciente[69]. Portanto, o osso não é um substrato homogêneo e conseqüentemente, suas propriedades físicas variam bastante, podendo comprometer diretamente a reprodução de pesquisas que utilizam o osso como modelo experimental[68]. Diversos estudos, *in vitro*, têm empregado materiais considerados homogêneos e isotrópicos, onde as propriedades são as mesmas em todas as direções[2,18,20,49]. Em virtude desses fatores, no presente estudo também foi utilizado um modelo artificial homogêneo à base de poliuretano, o qual apresenta propriedades elásticas uniformes (isotrópico) e módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (poliuretano: 3,6 GPa e osso medular 4,0 a 4,5 GPa), sendo indicado para estudos que visam simular o osso humano[68,77,81]. Isto não somente permitiu adequada mensuração da microdeformação, mas também total contato entre o material e o implante. *In vivo* outras variáveis tais como densidade óssea, estabilidade do implante e contato entre osso e implante deveriam ser consideradas.

O padrão e a magnitude das tensões em uma situação clínica pode ser diferente de um modelo experimental, porém a localização e o padrão geral de tensões não é substancialmente diferente, existindo correlações positivas entre os resultados obtidos em pesquisas laboratoriais e os em estudos clínicos[49].

Visando eliminar as alterações dimensionais provocadas pelos procedimentos de moldagem de transferência dos implantes e obtenção do modelo de gesso, fatores que poderiam influenciar os resultados deste estudo, tanto os cilindros usinados, quanto os plásticos foram posicionados sobre os implantes e unidos aos enceramentos padronizados sobre o bloco de poliuretano e em seguida o conjunto foi fundido. Este procedimento baseou-se no trabalho de Heckmann et al.[30] que verificaram que as estruturas metálicas fabricadas sobre o modelo de gesso produziram maiores valores de microdeformação, quando comparada àquelas realizadas sem os procedimentos de moldagem. Posteriormente, Karl et al.[47] confirmaram *in vivo* que as distorções causadas pela moldagem podem ser eliminadas, unindo os componentes diretamente na cavidade oral.

No presente estudo, para não incluir variáveis tais como a inclinação das cúspides e a inclinação do implante, optou-se pela fabricação dos corpos de prova com superfície oclusal plana, obtida com auxílio dos componentes 1 e 2 das matrizes de alumínio, bem como pela padronização da axialidade dos implantes, verticalmente inseridos no bloco de poliuretano por meio da fixação do componente 3 e também pela utilização de anéis com diâmetros internos progressivamente maiores e compatíveis com os diâmetros das fresas. Segundo Weinberg e Kruger[79] o aumento de 10° na inclinação das cúspides e do implante pode aumentar em 30% e 5% o torque, respectivamente, uma vez que o torque ou momento, é diretamente proporcional a distância perpendicular entre a linha de força e o implante, ou seja, quanto maior a distância entre a linha de força e o implante, maior será o momento.

De acordo com Frost[28], Wiskott e Belser[81] a homeostasia óssea ocorre quando o nível de microdeformação mantêm-se na faixa de 100 a 2000 με e 50 a 1500 uε, respectivamente. Analisando os resultados descritos nas tabelas 1 e 2, pode-se observar que a maioria dos valores de microdeformação obtidos, após a aplicação de carga de 30 kg nos

cinco pontos de aplicação, tanto para cilindro plástico quanto para o usinado, permaneceu dentro do nível de homeostasia óssea ou carga normal. No entanto, esta situação clínica ideal de contatos oclusais é difícil de ser alcançada em prótese parcial fixa parafusada sobre implante, uma vez que o orifício de entrada do parafuso de retenção impossibilita o posicionamento dos contatos oclusais no centro do implante. Contudo, baseado nos resultados deste trabalho, pode ser especulado que, quando uma prótese parcial fixa de 3 elementos, suportada por três implantes com contatos oclusais posicionados entre os implantes e o mais próximo possível do centro dos implantes, recebendo incidência de carga axial, a reabsorção óssea ao redor dos implantes e a sobrecarga oclusal podem ser minimizadas. Se a incidência de carga for realizada ao redor do centro dos implantes, o torque ou momento será maior, já que o torque é diretamente proporcional à distância do ponto de aplicação de carga e o centro do implante.

Observando ainda os resultados descritos na tabela 1 e 2 verificou-se que, quando os carregamentos foram realizados nos pontos de aplicação de carga A, B, D e E, os quais estão posicionados sobre e próximos aos implantes das extremidades, as maiores microdeformações ocorreram nos extensômetros mais próximos, indicando que a quantidade de carga transmitida ao implante e as tensões geradas no osso são dependentes do local onde a carga é aplicada sobre a prótese. Ao passo que, quando os carregamentos foram realizados sobre o ponto de aplicação C, o qual está posicionado sobre o implante central, as maiores microdeformações ocorreram nos extensômetros mais distantes, indicando que os implantes da extremidade foram mais solicitados. Estes resultados sugerem que estresses gerados, por contatos oclusais localizados próximos ao implante central de prótese parcial fixa parafusada apoiado sobre três implantes, são distribuídos aos implantes das extremidades; enquanto que os estresses gerados por contatos

oclusais posicionados próximo aos implantes das extremidades, ficam concentrados nos implantes das extremidades.

A transferência de carga oclusal pode ser influenciada por diversos fatores, tais como: a) geométricos - posição e número de implantes[13,20,25,50,67,72,75], disposição linear ou compensada[33,67,70,80], extensão do "*cantlever*" [50,67], plano oclusal deslocado[67,79], tamanho da mesa oclusal[50,66,67], altura excessiva do complexo pilar protético/coroa[67,79]; b) oclusais – hábitos parafuncionais[50], força de mordida[50,66], contatos oclusais[4,7,8,22,23,75,79]; c) capacidade de suporte do osso – densidade e qualidade do osso[73,76], estabilidade mecânica primária[67], tempo de cicatrização[67]; d) tecnológicos – precisão das interfaces implante/pilar protético e pilar protético/prótese[30,54,67], valor de pré-carga[67], tipo de retenção da prótese[30,31,49,67].

A desadaptação na interface pilar protético/prótese pode produzir instabilidade significante na prótese implanto-suportada, sendo que esta aumenta linearmente com o nível de desadaptação[54]. A precisão das interfaces também pode influenciar negativamente a capacidade de suportar carga da prótese sobre implante[67], afetando a magnitude das forças na região peri-implantar[69]. Estudos avaliando a adaptação da interface pilar protético/prótese demonstraram que a precisão de estruturas metálicas unitárias obtidas a partir de cilindros usinados é superior àquela obtida a partir de cilindros plásticos[16,45].

Neste estudo, foram utilizadas cilindros de plástico e usinado para a confecção de estruturas metálicas, observando a tabela 3, verificou-se que a média de microdeformação após a aplicação de carga foi de 349,9 με para o cilindro plástico e de 340,9 με para o usinado, não apresentando diferença estatisticamente significante. Este resultado sugere que o tipo de cilindro, plástico ou usinado, não tem influência na magnitude da microdeformação, quando uma prótese fixa implanto-suportada está sob aplicação de carga axial. Isto pode ser confirmado observando as médias de microdeformação referentes à interação cilindro

e ponto de aplicação de carga, tabela 5 e figura 22, em que o comportamento de ambos os cilindros seguiu o mesmo padrão para todos os pontos de aplicação de carga, não havendo diferença estatisticamente significante. Estudos prévios de extensometria demonstraram resultados semelhantes[30,31,46,59], já que próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes, confeccionadas a partir de cilindros plásticos e usinados produziram a mesma magnitude de microdeformação durante o aperto dos parafusos de retenção, não havendo diferença estatisticamente significante entre cilindros plásticos e pré-fabricados antes da aplicação de cerâmica[30,31,59] e após a aplicação de cerâmica[46].

Analisando a tabela 6, teste ANOVA, verificou-se que houve diferença estatisticamente significante (p=0,0001) para o efeito ponto de aplicação de carga. Após o teste de comparação múltipla de Tukey, observou-se a formação de três grupos: pontos de aplicação D e E, com médias de microdeformação de 442,77 με e 439,28 με, respectivamente, pontos de aplicação C e A, com médias de microdeformação de 310,63 με e 295,0 με e ponto de aplicação B, com média de microdeformação de 239,49 με. Estes resultados sugerem que pontos de aplicação de carga simétricos, A versus E e B versus D, não produzem magnitudes de microdeformações semelhantes, provavelmente devido ao fato do assentamento passivo absoluto ser impossível de ser alcançado[30,42,46,47,48], assim os métodos clínicos de avaliação do assentamento passivo, como o método utilizado neste estudo, não são capazes de detectar pequenas distorções da prótese sobre implante[44]. Este resultado sugere que o assentamento das barras metálicas fundidas não foi homogêneo, ou seja, o assentamento alcançado pelas barras metálicas fundidas no implante 3 pode ter sido diferente do encontrado no implante 1, o qual também pode ter diferido do obtido no implante 2. Esta diferença provavelmente foi causada pelas fases laboratoriais da prótese parcial fixa implanto-suportada. Assim, o assentamento não homogêneo pode ter influenciado a distribuição das

tensões, produzindo magnitudes de microdeformação diferentes, mesmo quando a aplicação de carga foi realizada em pontos eqüidistantes e simétricos. Adicionalmente, ligeira diferença na distância entre os implantes e pequena variação na axialidade destes[47], também pode ter contribuído para a diferença de magnitude de microdeformação encontrada entre os pontos de aplicação de carga simétricos.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, parece lícito concluir que:

a) cargas axiais aplicadas sobre e entre os implantes produziram valores de microdeformação dentro do limiar fisiológico do osso;
b) o tipo de cilindro, plástico ou usinado, não interferiu na magnitude da microdeformação, durante a aplicação de carga axial;
c) a localização da aplicação de carga axial influenciou a magnitude de microdeformação.

8 REFERÊNCIAS*

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the teratment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg1981;10:387-416.
2. Akça K, Çehreli MC, Iplikçioglu H. A comparisom of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements. Int J Prosthodont 2002;15(2):115-21.
3. Akça K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2001 Sep-Oct;16(5):722-30.
4. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribuition by an implant-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent 1996;(3):285-91.
5. Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vivo stress distribuition in human dental supporting structures. Arch Oral Biol 2000;45(7):543-50.
6. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotacional single tooth abutments. J Prosthet Dent 1995;73(1):36-43.
7. Barbier L, Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandibule. Int J Maxillofac Implants 1997;12(2):215-23.

---

*Internacional Comité of Medical Journal Editors. Bibliographic Services Division. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: simple referentes [homepage na Internet]. Bethesda: US Nacional Library; c2003 [disponibilidade em 2006 fev;citado em 20mar.].DisponÍvel em: http://www.nilm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

8. Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. J Oral Rehabil 1998 Nov;25(11):847-58.
9. Beaty K. The role of screws in implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:52-4.
10. Binon P. Evaluation of machining accuracy and consistency of select implants, standard abutments, and laboratory analogs. Int J Prosthodont 1995;8(2):162-78.
11. Binon P. The effect of implant/abutment hexagonal mistit on screw joint stability. Int J Prosthodont 1996;9(2):149-60.
12. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent 1983; 50(3):399-410.
13. Branemark PI, Svensson B, Van SteenbergheD. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. Clin Oral Implants Res 1995;6:227-31.
14. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. J Prosthet Dent 1998;80(2):184-92.
15. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9(1):90-4.
16. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional “gold” and plastic cylinders. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;1(5):589-98.
17. Carr AB, Gerard DA, Peter E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different leves of fit. J Prosthet Dent 1996;76(5):500-9.

18. Çehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and sttrain-gauge analysis. Clin Oral Implants Res 2004 Apr;15(2):249-57.
19. Çehreli M , Sahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. J Dent 2004; 32:123-32.
20. Çehreli MC, Akça K. Narrow–diameter implants as terminal support for occlusal three unit FPDs: a biomechanical analysis. Int J Periodontics Restor Dent 2004;24(6):513-9.
21. Çehreli MC, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. Clin Oral Implants Res 2005 Oct;16(5):540-8.
22. Çehreli MC, Iplikcioglu H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. Implant Dent 2002;11(3):286-92.
23. Çehreli MC, Iplikcioglu H, Bilir OG. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses: in vitro evaluation of axial versus off-set loading. J Oral Rehabil 2002 Apr;29(4):394-400.
24. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8(5):541-8.
25. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Mangnitude and distribuition of occlusal forcs on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. Clin Oral Implants Res 2000;11(5):465-75.
26. Eckert SE, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. J Prosthet Dent 1998; 79(4):415-21.

27. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. Pract Proced Aesthet Dent 2003;15(8):625-32.
28. Frost MH. Wolff´s law and bone´structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. Angle Orthod 1994;64(3):175-88.
29. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant protheses. J Prosthet Dent 2003;90(2):121-32.
30. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. Clin Oral Implants Res 2004 Aug;15(4):466-73.
31. Heckmann SM, Karl M, Winter W, Grael F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite –elements analysis based on *in vitro* and *in vivo* strain measurements. Clin Oral Implants Res 2006 Jun;17(3):345-50.
32. Hekimoglu C, Anil N, Çehreli MC. Analysis of strain endosseous dental implants opposing natural teeth or implants. J Prosthet Dent 2004;92(5):441-6.
33. Huang HL, Lin CL, Ko CC, Chang CH, Hsu JT, Huang JS. Stress analysis of implant-supported partial prostheses in anisotropic mandibular bone: in-line versus offset placements of implants. J Oral Rehabil 2006 Jul;33(7):501-8.
34. Hulterström M, Nilsoon U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a 3-year follow up. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9(4):449-54.
35. Inan O, Kesin B. Evaluation of effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported protheses on force distribution. Implant Dent 1999;8(3):311-6.
36. Iplikcioglu H, Akca K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial

prostheses on stress distribution in the bone. J Dent 2002 Jan;30(1):41-6.

37. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. Clin Oral Implants Res 2003,14(1):97-102.
38. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Implants Res 1996;7(2):143-52.
39. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. Clin Oral Implants Res 1997;8(1):1-9.
40. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. Clin Oral Implants Res 2006;17:8-18.
41. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12(4):527-40.
42. Jemt T, Book K. Prothesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11(5):620-5.
43. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. J Dent 1993;21:203-08.
44. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. J Prosthet Dent 1999;81(1):7-13.
45. Kano SC, Bonfate G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. J Appl Oral Sci 2004; 12(4):337-43.
46. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implantsuperstructures. Implant Dent 2005 Jun;14(2):157-65.

47. Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cementeded and screw-retained five-unit implant FPDs. J Prosthodont 2006;15(1):20-4.
48. Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. J Prosthodont 2008;17(1):3-8.
49. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro sress analyses of dental implants supporting screw retained and cement retained prostheses. Implant Dent 1999;8(2):141-51.
50. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Oclusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Implants Res 2005;16:26-35.
51. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2004 Aug;15(4):401-12.
52. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant—a three-dimensional finite element analysis. J Oral Rehabil 2005 Apr;32(4):279-86.
53. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. J Oral Rehabil 2006 Jan;33(1):75-8.
54. May KB, Edge MJ, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. J Prosthet Dent 1997; 77(5):497-502.
55. Mericske-Stern R, Assal P, Merickse E, Ing WB. Oclussal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10(3):345-54.

56. Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. Implant Dent 1999,8(4):376-86.
57. Mollersten L, Lockowandt P, Linden L-A.Comparison strenght and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. J Prosthet Dent 1998;78(6):582-91.
58. Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. J Prosthet Dent 1992;69(6):949-56.
59. Nishioka RS. Extensometria: estudo da deformação ao redor das fixações de hexágono externo, interno e cone Morse na configuração linear e compensada (offset). [Livre Docência] São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2006.
60. Niznick G. The implant abutment connection: the key to prostheticsuccess. Compend Contin Educ Dent 1991;12(12):932-7.
61. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: Myth or Science? J Periodontol 2002;73(3):322-33.
62. Pedroza JE, Torrealba Y, Elias A, Psoter W. Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. J Oral Implantol 2007;33(1):1-7.
63. Petrie CS, Willians JL. Comparative evaluation of implant desings: influence of diameter, length and taper on strains in the alveolar crest: a three dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res 2005 Aug;16(4):486-94.
64. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. Implant Dent 2006 Dec;15(4):427-35.
65. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:241-7.

66. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10(3):326-34.
67. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12(3):360-70.
68. Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamentos em prótese sobre implantes. Rev Fac Odontol Bauru 2001;9(3/4):97-103.
69. Sahin S, Çehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. J Dent 2002,30:271-82.
70. Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. J Oral Rehabil 2000 Jan;27(1):15-21.
71. Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. Biomechanical effects of double or wide implants for single molar replacement in the posterior mandibular region. J Oral Rehabil 2000;27(10):842-5.
72. Seong WJ, Korioth TWP, Hodges JS. Experimentaly induced abutment strains in three types of single molar implant restorations. J Prosthet Dent 2000;84(3):318-26.
73. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribuition in an implant supported crown. J Prosthet Dent 2005;93(3):227-34.
74. Simsek B, Erkmen E, Yilmaz D, Eser A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandibule: a 3D finite element analysis. Med Eng Phys 2005; 28(3):199-213.

75. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribuition in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1998; 13(1):82-90.
76. Tada S, Stegaroui R, Kitamura E, Miyakawa O, Husakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribuition in bone around implants: a 3 dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Impants 2003;18(3):357-68.
77. Vasconcellos DK. Efeito dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica na passividade de próteses implanto-suportadas, observado pela extensometria [Tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2005.
78. Vasconcellos LGO, Nishioka RS. Análise comparativa de dois aparelhos de aplicação de carga, por meio da extensometria. Trabalho aprovado à 25ª Reunião Científica da Sociedade Brasileira de Pesquisas Odontológicas. Águas de Lindóia; 2008.
79. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. Int J Prosthodont 1995;8:421-33.
80. Weinberg LA, Kruger B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. Int J Periodontics Restor Dent 1996 Jun;16(3):252-65.
81. Wiskott HWA, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. Clin Oral Implants Res 1999;10:429-44
82. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantlever fixed partial dentures. J Prosthet Dent 2004 Mar;91(3):234-40.

83. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectivenes of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encoutered. J Prosthet Dent 1990;64(2):185-94.

Vasconcellos LGO. In vitro assessment of the influence of the application of axial loads in implant-supported fixed partial dentures, by means of strain gauge analysis [dissertation]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, São Paulo State University; 2008.

ABSTRACT

The aim of this study was *to evaluate in vitro*, by means of strain gauge analysis, the influence of aplication of axial loading in three-units fixed partial prostheses, supported by implants with internal hexagon connection (IH), varying the type of cylinders, and the point of load application. Three fixtures IH were inserted in linear arrangement, into a polyurethane block. Microunit abutments were connected to implants with torque of 20Ncm. The framework were fabricated as a one piece casting using plastic burn out components and Co-Cr prefabricated cylinders components (n=5). Four strain gauge were bonded around the microunit abutments on block surface to measure the peri-implant microstrain at the time of application of loads. Each framework was tight on the abutments with torque of 10Ncm and then was made the application of axial load of 30kg in 5 points pre-determined. The data obtained in the strain gauge analysis were submitted to the statistical tests ANOVA and Tukey (α=5%). The results showed a statistically significant difference to the point of application of load ($p = 0.0001$), whereas the point B has generated the lowest microstrain (239.49 $\mu\varepsilon$) and the point D has provided the highest microstrain (442.77 $\mu\varepsilon$). Regarding the type of cylinder, statistically significant difference was not observed ($p = 0.748$). It was concluded that the type of cylinder did not interfere on the magnitude of peri implant microstrain during the application of axial loads and that the location of the application of axial load influenced the magnitude of this microstrain.

KEYWORDS: Strain gauge analysis; dental implants; dental prosthesis; implant-supported.