

LIVIA FORSTER RIBEIRO

“ESTUDO *IN VITRO* DA BIOMECÂNICA DE PRÓTESE FIXA
IMPLANTOSSUPORTADA POR MEIO DA EXTENSOMETRIA
LINEAR ELÉTRICA”

PIRACICABA
2012

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

LIVIA FORSTER RIBEIRO

ESTUDO *IN VITRO* DA BIOMECÂNICA DE PRÓTESE FIXA
IMPLANTOSSUPORTADA POR MEIO DA EXTENSOMETRIA
LINEAR ELÉTRICA

Dissertação de Mestrado
apresentada a Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da
UNICAMP para obtenção do
título de Mestre em Clínica
Odontológica, na Área de
Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva

Este exemplar corresponde à versão final
da Dissertação defendida pela aluna Livia
Forster Ribeiro, e orientada pelo Prof. Dr.
Wilkens Aurélio Buarque e Silva.

Assinatura do Orientador

PIRACICABA, 2012

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
MARILENE GIRELLO – CRB8/6159 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

R354e Ribeiro, Livia Forster, 1978-
Estudo in vitro da biomecânica de prótese fixa
implantossuportada por meio da extensometria linear elétrica /
Lívia Forster Ribeiro. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2012.

Orientador: Wilkens Aurélio Buarque e Silva.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários. 2. Prótese dentária. I. Silva, Wilkens
Aurélio Buarque e, 1967- II. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: In vitro biomechanical study of implant prosthesis fixed by means of linear electrical extensometry

Palavras-chave em Inglês:

Dental implants

Dental prosthesis

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Wilkens Aurélio Buarque e Silva [Orientador]

Milene de Oliveira

Guilherme da Gama Ramos

Data da defesa: 14-02-2012

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 14 de Fevereiro de 2012, considerou a candidata LIVIA FORSTER RIBEIRO aprovada.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Wilkens A. Buarque e Silva".

Prof. Dr. WILKENS AURELIO BUARQUE E SILVA

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Milene de Oliveira".

Profa. Dra. MILENE DE OLIVEIRA

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Guilherme da Gama Ramos".

Prof. Dr. GUILHERME DA GAMA RAMOS

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais Rita de Cássia Forster Ribeiro e Antônio Francisco Ribeiro, que sempre estiveram e estarão ao meu lado durante toda a minha trajetória acadêmica e profissional me proporcionando o que eles têm de melhor, o amor puro e incondicional, a minha eterna gratidão.

Dedico este trabalho às minhas três incríveis irmãs, Juliana, Síntia e Manuela Forster Ribeiro, por serem a extensão do meu corpo e da minha alma, fazendo com que os problemas se tornassem menores e as alegrias uma constante em minha vida.

Dedico este trabalho à minha saudosa e amada avó Marly de Souza Forster e ao meu querido e amado avô Lair Alfredo Forster, por serem pessoas tão especiais e únicas em minha vida.

AGRADECIMENTO

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu namorado Henrique J. Jatobá Barreto, pelo imenso e dedicado amor, pelo carinho, atenção e o maior cuidado do mundo para comigo sempre, muito obrigada por tudo.

AGRADECIMENTO

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva, meu orientador, agradeço a confiança e o incentivo, com que me recebeu e conduziu o meu trabalho, muito obrigada.

AGRADECIMENTO

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Á Prof. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury, pela confiança, compromisso, respeito e privilégio do convívio. Obrigada, por ter me acolhido e apoiado nas inúmeras vezes que precisei com palavras sábias e esperançosas, meu sincero agradecimento.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP – UNICAMP), na pessoa de seu Diretor Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior.

Ao Prof. Dr. Márcio de Moraes, coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica pela atenção e compromisso para com o programa de Pós-Graduação e seus alunos.

À Prof. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, Coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica FOP/UNICAMP, pela seriedade na condução do curso, apoio e dedicação para comigo e carinho com que várias vezes fui recebida em sua sala, muito obrigada.

Aos professores do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelos ensinamento e dedicação.

Ao laboratório de prótese total, por ter cedido gentilmente o laboratório para que fosse realizada uma parte da minha pesquisa, muito obrigada.

Ao Prof. Dr. Frederico Andrade e Silva, pelos seus ensinamentos.

Aos colegas de mestrado e doutorado pelo companheirismo, amizade e momentos compartilhados.

Ao amigo e Prof. Devanir Silva Vieira Prado, agradeço pela amizade, respeito e dedicação que me apoiou. Muito obrigada por fazer parte efetiva do meu trabalho, me auxiliando pessoal e intelectualmente. Obrigada por ser uma pessoa tão especial e carinhosa sempre.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Carlos José Soares, da Universidade Federal de Uberlândia, por ter me recebido gentilmente em UFU, por todo o apoio, dedicação e disponibilidade durante a execução do meu trabalho. Sem a sua colaboração tudo ficaria muito mais complicado. Muito obrigada.

Ao amigo João Paulo dos Santos Fernandes, meu amigo e colega de mestrado, que participou e participa efetivamente da minha formação, dividindo momentos de dificuldade e momentos alegres, que fazem parte da nossa vida acadêmica, o meu eterno agradecimento.

À amiga Tânia dos Santos Fernandes, por ter acreditado e confiado em mim, colaborando de forma carinhosa com a minha formação.

Aos colegas de mestrado e doutorado, Camila Lima, Déborah Lameira, César Eduardo Ribeiro, Luzmila Rojas, Gojko Cvijic e Ana Lígia Micelli, pelo convívio e troca de experiências, muito obrigada.

Às técnicas do laboratório de prótese fixa da FOP/Unicamp Bianca e Keila, por sempre prestativas e estarem sempre cooperando para o melhor funcionamento do laboratório.

À amiga Lígia Luzia Buarque e Silva, por ter me recebido e me ajudado com muito carinho em tudo que precisei durante todo o tempo que estive no mestrado, o meu sincero agradecimento.

Às amigas Alexandra Mara Vianna, Sônia Maria Fernandes, Vilma Melo, Marília Corrêa, Juliana Nunes Botelho, Janaína Sardi, por serem pessoas especiais e dignas de uma amizade sincera e duradoura, muito obrigada.

Aos amigos Livia Aguilera Gaglianone e Frederico Sampaio Neves, por serem amigos que conquistei aqui, tão importantes e queridos, como se fossem parte legítima da minha família, o meu eterno obrigada.

Aos amigos Aline Aredes Bicalho, Crisnicaw e Dolores da Universidade Federal de Uberlândia, por terem disponibilizado tempo, carinho e dedicação ímpar, durante a execução do meu trabalho.

À empresa Excel Ltda. que me recebeu com especial atenção e profissionalismo, e possibilitou que eu realizasse a pesquisa com excelência e seriedade.

À amiga Cláudia de São Thiago, que possibilitou a minha estada em Piracicaba, dando o suporte do seu consultório para que eu pudesse trabalhar e garantir a minha sobrevivência em Piracicaba até hoje, muitíssimo obrigada.

À amiga Ana Lúcia, por ser tão prestativa e amável em todos os momentos que precisei.

Ao amigo Prof. Dr. José Luiz Drummond, por me ajudar a pensar com mais clareza e disponibilizar parte do seu tempo para comigo e com meu trabalho, muito obrigada.

À amiga Marlene Razera, pelo carinho, amparo e respeito com que me recebeu em sua casa, durante parte importante do curso.

Ao colega Leonardo Luthi, que me auxiliou intensivamente durante a execução do estudo piloto com muito carinho e doação, o meu sincero e incansável agradecimento.

Ao laboratório Donato, na pessoa de Carlos Donato e Érica Donato, por executarem com profissionalismo e seriedade o meu corpo de prova, e me auxiliarem em tudo que eu precisei, sem hesitar em nenhum momento, muito obrigada.

Foi o tempo que dedicaste a tua rosa que fizeste tua rosa tão importante.

Antoine de Saint-Exupéry

RESUMO

Este estudo *in vitro* teve como objetivo, avaliar as deformações de implantes e componentes protéticos de uma prótese parcial fixa implantossuportada, submetida às cargas axiais por meio da extensometria elétrica. Foi confeccionado um modelo experimental, simulando um hemi-arco desdentado, referente aos elementos 15 ao 18, reabilitados com análogos de implantes osseointegrados, na posição dos elementos 15 e 17, e um corpo de prova simulando uma prótese parcial fixa metálica constituída de liga de Níquel-Cromo (Ni-Cr), com os pânticos localizados nos elementos 16 e 18, sendo este último com extensão em *cantilever*. Na região cervical dos análogos e cervicais dos pilares, foram fixados quatro extensômetros um em cada face, mesial, distal, vestibular e palatina. No corpo de prova foram fixados quatro extensômetros na cervical da prótese. O corpo de prova foi submetido a um teste de cargas axiais controladas, utilizando o sistema de aquisição de dados AqDados e AqDAnalysis (ADS0500IP- Lynx). Os ensaios mecânicos, com cargas estáticas compressivas axiais de 150N, foram realizados em máquina universal de ensaio DL EMIC 2000 0,5mm/min. Os resultados obtidos neste estudo mostraram que todos os componentes avaliados apresentaram valores consistentes de deformação por compressão e/ou tração, em função do carregamento aplicado ($p < 0,0001$). Desta forma, foi possível concluir que as deformações observadas entre a região cervical do corpo de prova, pilares protéticos e análogos de implantes foram significativamente diferentes entre si ($p < 0,005$ ou $p < 0,001$), e que os fenômenos mecânicos observados foram de natureza deflectiva com características de compressão e tração. As comparações realizadas no plano horizontal mostraram diferenças estatisticamente significantes, na região dos análogos dos implantes, e as comparações realizadas no plano vertical exibiram diferenças significativas entre os componentes do sistema de um dos análogos estudados.

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

ABSTRACT

This study *in vitro* aimed to evaluate the deformation of implants and prosthetic components of implant-fixed partial denture, subjected to axial loads by means of strain gages. We made an experimental model simulating a hemi-arch edentulous, referring to the elements 15 to 18, similar rehabilitated with osseointegrated implants in the position of the elements 15 and 17, and a sample simulating a fixed partial denture metal alloy consisting of Nickel-Chromium (Ni-Cr), with elements located in pontics 16 and 18, the latter extending in cantilever. In the cervical region of the pillar analogs and neck, four strain gauges were attached one on each side, mesial, distal, buccal and palatal. In the sample have been set in four strain gages neck of the prosthesis, two strain gages under the pontic element and under the region on the cantilever. The sample has been subjected to an axial load controlled test, using the data acquisition system and AqDados AqDAnalysis (ADS0500IP-Lynx). The mechanical tests with static compressive axial 150N, were performed on universal testing machine EMIC DL 2000 0.5 mm / min. The results of this study showed that all components evaluated had consistent values of compression set and / or traction as a function of applied load ($P < 0.0001$). Thus, was possible to conclude that the observed deformations of the cervical region of the body of evidence, pillars and similar prosthetic implants were significantly different ($P < 0.005$ or 0.001), and the mechanical phenomena observed in nature were deflected with characteristics of compression and tension. The comparisons made in the horizontal plane showed statistically significant differences in the analogous region of the implants, and the comparisons made in the vertical plane showed significant differences between the system components of a similar study.

Key Words: Dental Implants, Dental Prosthesis, Biomechanics.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	3
2.1 Deformações das Estruturas Protéticas	3
2.2 Resposta Biológica	14
3. PROPOSIÇÃO	23
4. MATERIAIS E MÉTODOS	24
4.1 CONFECÇÃO DO MODELO EXPERIMENTAL	24
4.1.1 Preparo das Superfícies dos Análogos	25
4.1.2 Fixação dos Extensômetros nos Análogos dos Implantes	26
4.1.3 Inclusão dos Análogos	30
4.2 CONFECÇÃO DO CORPO DE PROVA	31
4.2.1 Fixação dos Extensômetros no Corpo de Provas e Pilares	35
4.3 ENSAIO EXPERIMENTAL	36
4.4 ENSAIOS MECÂNICOS	39
4.5 FORMA DE ANÁLISE DOS RESULTADOS	43
5. RESULTADOS	44
5.1 Testes de Contraste	45
6. DISCUSSÃO	49
7. CONCLUSÃO	55
REFERÊNCIAS	56
ANEXO	62

1. INTRODUÇÃO

O comportamento biomecânico das infraestruturas de próteses implantossuportadas possui um papel fundamental, quando se trata da longevidade dos implantes dentários em função (Eraslan *et al.*, 2010). Todavia, trabalhos científicos (Hobkirk *et al.*, 1998; Ogawa *et al.*, 2010), avaliando a influência do desenho da estrutura protética, do número de retentores, da extensão em *cantilever*, do tamanho e desenho do pântico, aliados ao carregamento transmitido aos implantes e tecidos de suporte, ainda possuem resultados controversos, principalmente no que diz respeito às deformações de cada componente inserido neste tipo de prótese.

Os implantes dentários têm sido bem aceitos como uma modalidade de tratamento previsível para reabilitações em pacientes parcialmente e totalmente edêntulos. Uma prótese implantossuportada pode estar sob a influência de forças externas (funcionais e/ou parafuncionais) e internas (deflexão e/ou cisalhamento entre seus componentes), e a magnitude destas forças afeta a quantidade de tensão e estresse em todos os componentes do complexo osso/implante/prótese (Nishioka *et al.*, 2010). Desta maneira, os implantes dentários e os componentes da prótese são deformados pelas forças mastigatórias. Estas deformações podem afetar o implante, os pilares protéticos e a estrutura protética ou em particular, a interface entre esses componentes.

Por outro lado, o resultado das mudanças no relacionamento geométrico entre os implantes pode levar à formação de micro espaços nesta região (Wahl, 2004). O comportamento biomecânico dos implantes dentários é influenciado pelas propriedades físicas e pela configuração geométrica de cada componente do conjunto osso/implante/prótese (Skalak, 1983). Neste contexto, os micro espaços entre o implante e a estrutura da prótese tem estado sob discussão, por serem considerados a principal causa das periimplantites (Lekholm *et al.*, 1986; Mombelli *et al.*, 1987). Estes micro espaços são formados pela

deformação dos corpos durante a aplicação de cargas nas próteses e, conseqüentemente, nos implantes. A deformação dos implantes, em resposta às forças mastigatórias trata-se de um processo tridimensional, envolvendo a interação entre o implante, o pilar e a estrutura protética (Wahl, 2004).

O resultado satisfatório do tratamento com implantes osseointegrados depende, em grande parte, do controle das cargas incidentes nos mesmos. Cargas excessivas mal direcionadas podem causar tensões elevadas e momentos de flexão que podem induzir a reabsorção óssea ao redor da região cervical do implante, afrouxamento e fratura dos componentes protéticos, podendo levar à sua falha (Rangert *et al.*, 1989; Jem *et al.*, 1991; Esposito *et al.*, 1998; Çehreli *et al.*, 2002).

Fatores adicionais, tais como a densidade óssea, localização, angulação, número e geometria dos implantes dentários, o tipo de estrutura protética, localização e magnitude das forças aplicadas (Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, *et al.*, 1993; Assif D, Marshak B, Horowitz A., *et al.*, 1996; Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, *et al.*, 1996; Hobkirk JA, Havthoulas TK, 1998), também podem afetar a qualidade e a quantidade de tensões e deformações dos componentes das próteses implantossuportadas.

Descartando-se a possibilidade de falha por conceitos periodontais desfavoráveis, como a periimplantite, devido ao acúmulo de biofilme, fica a questão biomecânica como sendo a principal responsável pela falha dos implantes e, conseqüentemente, da reabilitação protética. Assim, com o objetivo de colaborar com os estudos desses fatores, consideramos pertinente, a realização de um estudo direcionado a verificar as deformações de análogos de implantes, pilares e componentes protéticos, quando submetidos às cargas axiais, por meio da técnica da extensometria elétrica.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Com o objetivo de facilitar a exposição dos artigos consultados, a revisão de literatura será dividida em dois tópicos:

2.1 Deformações das Estruturas Protéticas

2.2 Resposta Biológica

2.1 Deformações das Estruturas Protéticas

Duyck *et al.* (2000) avaliaram a intensidade e a distribuição das cargas oclusais em implantes dentários, que suportavam próteses fixas. Em um estudo *in vivo*, quantificaram e qualificaram estas cargas, (carregamento axial e momento de flexão). Foram selecionados 13 pacientes com prótese total fixa implantossuportada. As cargas oclusais suportadas pelos implantes foram quantificadas e qualificadas através de extensômetros fixados nos pilares durante a aplicação controlada de força de 50N, sendo a maioria das cargas direcionadas ao longo da superfície oclusal da prótese, quando o paciente estava em máxima intercuspidação e ocluindo em sua força máxima. Os testes foram realizados, quando as próteses eram suportadas por todos os implantes (5 ou 6) e foi repetido quando as próteses eram suportadas por apenas 3 ou 4 implantes. Apesar de consideráveis variações entre os indivíduos, diferenças claras puderam ser vistas no carregamento dos implantes nas condições do teste. A aplicação de carga na região do *cantilever* causou um efeito de alavanca, o qual induziu consideráveis forças compressivas no implante mais próximo ao local da aplicação de força e menor força de compressão ou de tração, nos outros implantes. Em média, as maiores forças, foram observadas com a diminuição no número de implantes, e os momentos de flexão foram maiores quando apenas três implantes foram usados.

Complicações mecânicas relacionadas às restaurações implantossuportadas foram relatadas numa revisão da literatura realizada por Schwartz (2000). Já foi bem estabelecido pela literatura, que os implantes são mais propensos às falhas nos seus componentes de fixação, em casos de desajustes marginais e sobrecargas oclusais. Ocorrências de falhas por fraturas de parafusos foram fenômenos frequentemente mencionados, tanto para pacientes, parcial ou completamente edêntulos. A precisão do ajuste marginal foi estimada, pelo mesmo autor, como fator primordial para a manutenção da estabilidade do parafuso do pilar, sendo observada em diferentes sistemas com hexágono externo, uma maior incidência de movimentos rotacionais e afrouxamento do parafuso, quando comparado a sistemas de conexões internas do pilar por fricção. As fraturas de componentes e estruturas foram frequentes, nesses estudos, na região posterior e relacionadas a próteses suportadas por um ou dois implantes em associação a *cantilever* e nos pacientes com hábitos parafuncionais. A falha das reabilitações em situações de *cantilever* foi prevenida com implantes de maior diâmetro e pela opção de um maior número de implantes e disposição tripóide dos mesmos. Assim sendo, concluiu-se que os implantes são mais propensos às falhas nos seus componentes de fixação, em casos de desajustes marginais e sobrecargas oclusais.

Segundo Gratton *et al.* (2001), o carregamento clínico pode resultar em micro movimentação e fadiga das estruturas das próteses parafusadas nos implantes que aparentemente apresentavam-se estáveis. E, esta micro-movimentação pode contribuir para a inflamação dos tecidos que o envolve, e a falha da prótese. Em função disso, os autores investigaram a micro movimentação e a fadiga do metal, nas estruturas de implantes dentários em função da variação da pré-carga de torque aplicada em parafusos de pilares. Na pesquisa, foram confeccionadas, quinze restaurações utilizando liga nobre (Pd (paládio) 79,0%, Au (ouro) 2,0%), sobre implantes, cada uma contendo um cilindro de ouro do tipo UCLA. Tais restaurações foram subdivididas em três grupos de pré-carga (16, 32

e 48 Ncm). Cada grupo era composto de 05 implantes (3.75 X 15 mm) e 5 pilares do tipo UCLA parafusados. Por meio da máquina de ensaios, foram aplicadas, na sequência da pesquisa, cargas dinâmicas compressivas de intensidade entre 20 e 130 N a 1,5 m/s no ponto de contato de cada coroa. Através de um extensômetro os pesquisadores registraram a deformação do parafuso na interface pilar/implante após 100, 500, 1.000, 5.000, 10.000, 50.000 e 100.000 ciclos. O grupo que recebeu pré-carga de 16 Ncm exibiu em todos os intervalos de ciclos, maior micro movimentação do que os grupos de 32 e 48 Ncm. A micro movimentação da interface implante/pilar permaneceu constante em cada grupo de pré-carga dos 105 ciclos completos. Ao final da pesquisa, sob parâmetros de carregamento, observou-se que não ocorreu fadiga mensurável na interface implante/pilar. Todavia, menores valores de pré-carga de apertamento nos parafusos e nos implantes dentários, exibiram, significativamente, maior micro movimentação na interface implante/pilar.

Iplikçioğlu *et al.* (2003) estudaram o comportamento biomecânico dos implantes e a validação das aferições de estresse e tensão utilizadas para este fim. Compararam as tensões, por meio da análise não linear de elementos finitos e extensometria linear elétrica, em um conjunto pilar/implante. Sendo assim, para esse estudo, os extensômetros foram fixados no conjunto pilar/implante (na superfície mediana plana do pilar e na cervical do implante) e incluídos em resina de polimetilmetacrilato. Uma carga de 75 N foi aplicada vertical e lateralmente no conjunto pilar/implante, medindo-se separadamente as cargas, e por sua vez, tais deformações, foram registradas em um indicador de tensão. Em seguida, foi construído, segundo indicaram os autores, um modelo em elementos finitos do modelo com os extensômetros. O comportamento observado na análise de contatos, com a detecção de contato normal e sem contato, foi realizado entre o implante e o pilar. O mesmo protocolo de carregamento para o modelo com extensômetros, foi seguido pelo modelo de elementos finitos, e deformações foram registradas nas regiões onde os extensômetros foram fixados. Os autores,

concluíram que, sob carregamento vertical, a qualificação e quantificação de tensões dos modelos foram semelhantes em ambos os métodos. E sob carga lateral, a medição de tensão no pilar e na resina também foram semelhantes em ambos os métodos. No entanto, as tensões na cervical do implante foram maiores, quando medidas pela análise não linear de elementos finitos. Concluiu-se também, que há uma compatibilidade entre a análise não linear de elementos finitos e análise *in vitro* de tensões por meio de extensômetros.

Wahl (2004) apresentou um estudo piloto, utilizando o método interferométrico direto para registrar e analisar, quantitativamente, em três dimensões, a carga dinâmica induzida na deformação do implante. Três implantes parafusados, com 4.1mm de diâmetro, foram carregados, usando um dispositivo piezoelétrico. Os resultados mostraram que os parafusos exibiram um padrão homogêneo de deformação, enquanto que os implantes com supraestruturas retidas por parafusos demonstraram deslocamento da coroa e formação de fendas ($0.27 \pm 0.37\mu\text{m}$ – média \pm SD; máx.: $0.82\mu\text{m}$). Os resultados sustentam a hipótese de que a alta precisão dos pilares pré-fabricados, é adversamente afetada pelas deformações dinâmicas sob carregamento funcional.

Çehreli *et al.* (2004) avaliaram a transmissão de forças em implantes Straumann (Straumann Institute, Waldenburg, Switzerland) de diâmetro estreito (3.3 mm) quando os mesmos eram usados como suporte de uma prótese parcial fixa (PPF) de três elementos, sendo dois retentores e um pântico. Em modelos fotoelásticos e com extensômetros fixados sobre este, foram inseridos: modelo (1): dois implantes com diâmetro de 4.1 mm; modelo (2): um implante com diâmetro reduzido de 3.3 mm e um implante de 4.1 mm; e modelo (3): um implante com cervical estreita de 3.3 mm e outro com 4.1 mm de diâmetro. Para todos os modelos foram fabricadas próteses parciais fixas. Uma força estática de 100 N foi aplicada em ambos os implantes e no pântico das próteses e com carregamento separado. E as franjas isocromáticas observadas foram fotografadas no campo

circular de um polariscópio. Os sinais dos extensômetros foram digitalizados através de um sistema de aquisição de dados e apresentado em um computador, utilizando, um *software* específico. As principais deformações foram calculadas e registradas. O uso de implantes com plataforma cervical estreita e diâmetro reduzido resultou em um aumento da tensão e deformação generalizada ao redor do suporte dos implantes, comparativamente com o suporte dos dois implantes com diâmetro padrão de 4.1 mm (controle). Com base nesse estudo, concluiu-se, que implantes com plataforma cervical estreita (3.3 mm), usados como suporte para próteses com extensão em *cantilever*, desencadeiam um aumento das tensões e deformações ao redor dos implantes, e necessitam de implantes adicionais para suportar as cargas mastigatórias. E concluíram também que implantes com plataforma reduzida podem ser utilizados para suportar próteses parciais fixas em pacientes com força de mordida reduzida.

Assunção *et al.* (2009) estudaram os três principais métodos de avaliação de tensões, com o objetivo de prever o comportamento biomecânico dos implantes osseointegrados. Os métodos estudados foram: a análise fotoelástica, a análise através de extensômetros e a análise por elementos finitos. Afirmaram que, a análise por fotoelasticidade fornece boa informação qualitativa sobre a localização global e concentração de estresse, mas fornece limitada informação quantitativa de estresse. O método serve como uma ferramenta importante para determinar os pontos críticos de concentração de tensões no material e é frequentemente usado para determinar fatores de concentração de estresse em geometrias irregulares. A aplicação da extensometria nos implantes dentários é baseada no uso da resistência elétrica e é associado a equipamentos que fornecem ambas as medidas de tensão tanto em estudos *in vitro* como *in vivo*, sob cargas dinâmicas e estáticas. No entanto, o método dos extensômetros fornece apenas dados sobre os medidores de tensão. A análise através dos elementos finitos pode simular o estresse, quando usado um modelo criado em computador para calcular o estresse, a deformação e o deslocamento. Essa

análise tem a vantagem de permitir que várias condições possam ser alteradas facilmente e permite a medição da distribuição das tensões ao redor dos implantes em pontos que são difíceis de examinar clinicamente. Em suma, concluíram que todas as três metodologias podem ser úteis para avaliar o comportamento biomecânico dos implantes próximo da condição clínica real, mas o pesquisador deve ter conhecimento suficiente sobre o modelo de fabricação (delineamento experimental) e uma acurada análise dos resultados.

Neto *et al.* (2009) constataram que a falta de adaptação passiva da infraestrutura em próteses implantossuportadas, é um dos motivos que podem acarretar a sobrecarga oclusal, levando a falha da osseointegração. Segundo os autores, essa é uma das falhas mais comumente reportadas em próteses sobre implantes. Em uma situação de adaptação passiva ideal, quando o torque é aplicado para unir a interface pilar/implante em conjunto, certa quantidade de deformação pode ser esperada e esta deve ser homogênea ao longo da periferia do pilar. Verificaram a quantidade de deformação que pode ser esperada no pilar, quando o cilindro é parafusado. Extensômetros foram fixados nas faces dos cinco pilares, que tinham sido usinados em liga de Pd-Ag (paládio-prata) ou liga de Co-Cr (cobalto-cromo) e parafusados nas suas respectivas posições. Medições foram feitas para verificar a deformação em cada sítio. Como resultado, observaram que os valores para deformação dos pilares, após o apertamento do parafuso, variaram de $-127.70\mu\epsilon$ a $-590.27\mu\epsilon$. A deformação registrada para os cilindros em Pd-Ag, após apertamento, variou de $56.905\mu\epsilon$ a $-381.50\mu\epsilon$ (média: $173.298\mu\epsilon$) e de -5.62638 a $-383.86\mu\epsilon$ (média de $200.474\mu\epsilon$), para os cilindros de Co-Cr. Não houve diferença estatística significativa entre os dois grupos. Os pesquisadores enfocados concluíram que, ambos os pilares, parafusados apertados e cilindro protético parafusado e apertado, resultaram em deformação do pilar, o qual, na maior parte do tempo, sofreu deformação por compressão.

Suedam *et al.* (2009) avaliaram, quantitativamente, a deformação dos pilares de diferentes alturas em uma prótese total implantossuportada com extensão em *cantilever*. Foi utilizada uma matriz de aço circular, com cinco perfurações, contendo réplicas de implantes de 3.75 mm de diâmetro. Dois grupos foram formados de acordo com o tipo de liga para infraestrutura (Co-Cr ou Pd-Ag). Três infraestruturas foram feitas para cada grupo para ser testado com pilares de 4.0, 5.5 e 7.0 mm de altura. Uma carga de 100N foi aplicada a 15 mm para distal do centro do implante mais distante. Extensômetros foram utilizados para que fossem realizadas as leituras das deformações geradas na mesial e na distal dos pilares. Os resultados mostraram que houve deformação causada por tensão e compressão em todos os espécimes, sendo o pilar terminal o que recebeu a maior parte da carga. O aumento da deformação foi observado no pilar terminal quando a altura foi aumentada. O uso de uma liga com alto módulo de elasticidade (Co-Cr) também causou aumento na deformação do pilar. Os autores concluíram que a altura do pilar e o tipo de liga usada na infraestrutura influenciam na deformação dos pilares em próteses implantossuportadas com extensão em *cantilever*.

Greco *et al.* (2009) utilizaram o método tridimensional dos elementos finitos para avaliar e fazer uma análise comparativa e qualitativa das tensões geradas na região do *cantilever* em uma prótese total implantossuportada. As propriedades mecânicas dos componentes foram colocadas em modelos virtuais e uma carga de 15N foi aplicada em pontos pré-determinados. Na primeira simulação, a carga foi aplicada na superfície oclusal do primeiro pré-molar. Na segunda simulação, a carga foi aplicada no primeiro e no segundo pré-molares. Na terceira simulação, a carga foi aplicada no primeiro e segundo pré-molares e no primeiro molar. Os diferentes padrões de oclusão produziram distribuição similar de tensões na região do *cantilever*, que seguiu um padrão similar nas três simulações. Em todos os casos, os maiores níveis de tensão foram localizados na região do primeiro implante. Todavia, como as cargas foram deslocadas distalmente, a tensão aumentou consideravelmente e, com isso, pôde-se concluir

que, quanto maior a extensão do *cantilever*, mais comprometida ficará a infraestrutura, os componentes protéticos e os implantes.

Naconecy *et al.* (2009) avaliaram os momentos de flexão e as forças de tração e compressão em próteses implantossuportadas com três, quatro ou cinco pilares. Dez infraestruturas de Pd-Ag foram testadas sobre dois modelos mestres: 1) implantes verticais paralelos, e 2) implantes distais inclinados. Extensômetros foram fixados nos pilares de cada modelo mestre, para medir a deformação quando uma carga estática de 50N foi aplicada no *cantilever* (15 mm). Os valores de deformação foram medidos quando a infraestrutura metálica era testada sobre três, quatro ou cinco pilares e transformada em valores de força e momentos de flexão. Os dados foram analisados utilizando os teste ANOVA e Teste de Tukey's para múltiplas comparações ao nível de 5% de significância. Como resultados, os autores enfocados observaram que o pilar 01(adjacente ao *cantilever*) obteve os maiores valores de força e momentos de flexão para todos os testes com três, quatro ou cinco pilares. Independente do número de pilares, a força axial no pilar 01 foi maior no modelo vertical do que no modelo inclinado. O total de momentos de flexão foi mais alto com três pilares do que com quatro ou cinco pilares. Independente da inclinação dos implantes, a média de forças com quatro ou cinco pilares foi menor do que com três pilares. Desta forma, os resultados sugerem que implantes distais inclinados com quatro ou cinco pilares reduzem as forças axiais e não aumentam os momentos de flexão.

Eraslan *et al.* (2010) avaliaram os efeitos do desenho da supraestrutura na distribuição de tensões no osso suporte e implante. Neste estudo, foi utilizado o método tridimensional de análise de tensões dos elementos finitos. Três modelos do tipo tridimensionais, simulando três diferentes desenhos de infraestruturas para prótese parcial fixa implantossuportada foi preparado com estruturas de suporte. Foram simulados desenhos de infraestruturas convexa (1), côncava (2) e convencional. Uma carga oclusal vertical estática de 300N foi aplicada na

superfície oclusal do pântico, para calcular a distribuição do estresse. Como uma segunda condição, as infraestruturas foram diretamente carregadas para avaliar o efeito do desenho da infraestrutura claramente. O programa utilizado para modelagem e análise, foi o Solidworks/Cosmoworks®. As análises dos valores de estresse revelaram que a máxima concentração de estresse foi localizada nas áreas de carregamento, para todos os modelos. As bordas marginais do pântico da restauração e a cervical dos implantes foram outras regiões de concentração de estresse. Não houve diferença clara entre os modelos, quando as restaurações foram carregadas na superfície oclusal. Quando a porcelana vestibular foi removida e a carga foi aplicada diretamente na infraestrutura, houve um claro aumento na concentração de estresse na infraestrutura com desenho côncavo e estrutura óssea adjacente. O estudo em evidência concluiu que, o uso do desenho côncavo no pântico de infraestrutura de prótese parcial fixa implantossuportada aumenta os níveis de estresse nos pilares dos implantes e estrutura óssea de suporte. No entanto, a porcelana de revestimento reduz o efeito na infraestrutura e compensa as deficiências do desenho da infraestrutura.

Ogawa *et al*, (2010) avaliaram as forças axiais e momentos de flexão em implantes, suportando uma prótese total fixa em relação ao número e distribuição dos implantes e do tipo de material das próteses. Sete implantes Branemark®, com diâmetro de 3,75 mm e comprimento de 13 e 7 mm foram colocados em uma mandíbula utilizada como modelo experimental. Foram feitas mandíbulas em material totalmente acrílico, acrílico reforçado com fibra, e uma estrutura fresada de titânio. Uma carga vertical de 50 N foi aplicada sobre a extensão distal em 10 mm do implante mais posterior. Forças axiais e momentos de flexão foram medidos através de sinais de três extensômetros anexados a cada um dos pilares. A carga foi avaliada em três modelos diferentes, com diferentes números de implantes de apoio (3, 4 e 5), três modelos com implante de distribuição em diferentes condições (pequenas, médias e grandes) e três modelos com diferentes materiais de próteses (titânio, acrílico e acrílico reforçado

com fibra). Máximos momentos de flexão foram maiores quando as próteses foram apoiadas por três implantes em comparação com quatro e cinco implantes ($p < 0,001$). Os momentos de flexão foram significativamente influenciados pela distribuição do implante, em que a menor distribuição induziu o maior momento de flexão ($p < 0,001$). Máximos momentos de flexão foram menores com a prótese de titânio ($p < 0,01$). As forças resultantes sobre os implantes foram significativamente associadas com o número e distribuição dos implantes e do material das próteses.

Dittmer *et al.* (2010) investigaram a influência de quatro diferentes conceitos oclusais na distribuição do estresse em quatro próteses parciais fixas de zircônia. Um modelo tridimensional de elemento finito foi criado e quatro versões do modelo com contatos entre 15 e 42 pontos foi desenvolvido. Uma força de 300N foi distribuída sobre as superfícies de mastigação, de acordo com os diferentes tipos de conceitos oclusais e, virtualmente, foi aplicada uma força perpendicular ao plano oclusal em cada versão. Em seguida, a análise do elemento finito foi realizada e a distribuição do estresse foi avaliada. Os mais altos picos de tensão foram localizados no ponto de aplicação na face vestibular e mediam de 104 a 204 MPa. Os maiores valores de tensão com infraestrutura foram localizados na base dos conectores e mediam entre 12 e 39 MPa. Esse estudo mostra que a distribuição dos pontos de contato oclusal, influencia, significativamente, no estresse induzido pelas forças oclusais nas quatro próteses parciais fixas totalmente cerâmicas e sugere altas tensões quanto ao número e a distribuição dos contatos oclusais os quais são importantes na avaliação, para minimizar os efeitos da fadiga causados pela ciclagem.

Nissan *et al.* (2010) compararam os efeitos da carga oclusal simulada de três implantes restaurados com coroas totais cimentadas, esplintadas e não esplintadas. Três implantes adjacentes, em forma de parafuso, foram passivamente inseridos em três orifícios em um modelo fotoelástico. Duas combinações de restaurações foram fabricadas, três ao lado não esplintadas e

três coroas adjacentes esplintadas. Extensômetros foram fixados na cervical do implante e às margens das coroas. Quinze cargas axiais estáticas de 20 kg foram realizadas, uma em seguida da outra, através de um aparelho de carga personalizado. Extensômetros, localizados na cervical do implante de apoio da restauração esplintada, demonstraram, de forma significativa ($p < 0,001$), mais tensão, (soma das tensões = $3348,54\mu\epsilon$) em comparação com as coroas individuais (soma das tensões = $988,57\mu\epsilon$). Em contraste, de forma significativa, ($p < 0,001$), mais tensão foi registrada nos extensômetros localizados nas margens da restauração das coroas individuais, (soma das tensões = $756,32\mu\epsilon$), quando comparado com restaurações esplintadas, (soma das tensões = $186,12\mu\epsilon$). O conceito de implantes unitários adjacentes para reduzir o carregamento das estruturas de suporte pode exigir uma reavaliação. E a relevância clínica destes achados precisa ser mais bem investigada.

Nishioka *et al.* (2010) realizaram um estudo *in vitro*, com o objetivo de quantificar as tensões desenvolvidas durante a fixação de três parafusos unitários em uma prótese parcial fixa, variando o tipo de conexão implante/pilar e o tipo do *coping* protético. A hipótese foi que o tipo de conexão hexagonal poderia gerar diferentes micro tensões e o tipo de *coping* poderia produzir similar micro tensões, após os parafusos protéticos terem sido apertados nos pilares *microunits*. Para a pesquisa foram utilizados três implantes dentários com configuração hexagonal interna e externa, os quais foram inseridos em blocos de poliuretano. Os pilares *microunits* foram parafusados em seus respectivos grupos de implantes, aplicando um torque de 20 Ncm. *Copings* usinados de Co-Cr (M) e coping plásticos foram parafusados em seus pilares, os quais receberam padrões de cera. Os padrões de cera foram fundidos em ligas de Co-Cr ($n=5$), formando quatro grupos: G1)EH/M; G2)EH/P; G3)IH/M e G4)IH/P. Quatro extensômetros foram colados na superfície do bloco, em posição tangencial aos implantes, extensômetro 1, mesialmente ao implante 1, extensômetro 2 e extensômetro 3, mesialmente e distalmente ao implante 2, respectivamente e, extensômetro 4, distalmente ao implante 3. A

supraestrutura oclusal parafusada foi apertada nos pilares microunits com um torque de 10 Ncm, usando um torquímetro manual. A magnitude das micro tensões em cada extensômetro foi registrada em unidades de *microstrain*. Os dados foram analisados estatisticamente pelos testes ANOVA e Tukey's. Os valores de micro tensões para cada grupo foi: G1=338,1±223,0µε; G2=363,9±109,9µε; G3=415,1±53,5µε; G4=363,9±190,9µε. Nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada entre hexágono externo e hexágono interno, independente do tipo de coping ($p>0,05$). As hipóteses foram parcialmente aceitas. Os autores concluíram que o tipo de conexão hexagonal e *coping* apresentam comportamento mecânico similar, sob condições de apertamento.

2.2 Resposta Biológica

Segundo Hermann *et al.* (2000) a pesquisa em implantodontia, têm sido frequentemente focadas na integração dos tecidos duros, e poucos são os dados disponíveis no que diz respeito aos tecidos moles, envolvendo o epitélio e o tecido conjuntivo. Em função desta afirmativa, foi desenvolvido um estudo, analisando-se histometricamente em mandíbula de caninos, a junção implantogingival de implantes submersos, com e sem carregamento. Em seis cães de caça, foram inseridos 69 implantes. Os cães do grupo sem carregamento foram sacrificados três meses após a colocação dos implantes. Os implantes carregados foram restaurados com coroas de ouro e estes cães foram sacrificados após três meses e doze meses após o carregamento. Corte histológicos não descalcificados foram analisados histometricamente medindo-se as dimensões da profundidade de sulco, o epitélio juncional e o tecido conjuntivo. A avaliação histométrica revelou que ao longo do tempo, mudanças significativas ocorreram dentro dos compartimentos teciduais, (sulco implantogingival, epitélio juncional e tecido conjuntivo) ($p>0,05$). A profundidade de sulco teve uma média de 0,49mm e 0,50mm após três meses e seis meses de cicatrização, mas depois de 15 meses a

média foi de 0,16mm, a qual foi significativamente diferente. De forma similar, o comprimento do epitélio juncional após três e seis meses de cicatrização, foi de 1,16mm e 1,44mm, respectivamente, e esses valores foram significativamente diferentes a partir das medidas tomadas de 15 meses de cicatrização (1,88mm). A área de contato do tecido conjuntivo mostrou um padrão de mudança diferente, em três meses de cicatrização (1,36mm) e foi significativamente diferente da mesma área após seis meses de cicatrização e 15 meses os quais foram 1,01mm e 1,05mm, respectivamente. De maneira interessante, a soma da profundidade de sulco, o epitélio juncional e o tecido conjuntivo, formando o espaço biológico, não se alteraram durante o período de observação, ($p>0,05$). Os autores puderam concluir que esses dados indicam que o espaço biológico é uma estrutura fisiologicamente formada e estável ao longo do tempo, no que se refere a implantes de titânio não submersos avaliados histometricamente sob condições de presença e ausência de carregamento. Mudanças dinâmicas podem ocorrer, porém, estão dentro das possíveis dimensões do espaço biológico. Assim, os autores concluíram que o uso de implantes não submersos, geralmente permite uma estabilidade dos tecidos moles periimplantares, sob condições de carregamento por até doze meses.

Watanabe *et al.* (2000) investigaram as tensões produzidas ao redor dos implantes, quando estruturas fabricadas por quatro métodos foram parafusadas no corpo destes implantes. A tensão criada, ao redor dos implantes, foi analisada e comparada. Três implantes *IMZ* (*Friadent, Mannheim, Germany*), foram colocados no centro de um bloco de poliuretano e 16 supraestruturas foram fabricadas através de quatro métodos: peça fundida, peça fundida soldada, soldagem, e adaptação passiva. Seis extensômetros foram fixados na superfície do bloco com 1,0 mm de distância. Os três implantes foram numerados e uma prótese parcial fixa (PPF) foi colocada sobre esses implantes e parafusada com um torque de 14,5Ncm. Esse procedimento foi repetido sete vezes para cada PPF e cada tensão criada foi medida quando o último parafuso foi apertado. A tensão

foi atenuada com o desaperto. Como resultados observou-se que a intensidade da tensão foi maior com o método da peça fundida ou o método da peça fundida soldada, do que com o método da soldagem e adaptação passiva. Nos dois métodos de soldagem, quando o parafuso do implante do meio foi apertado antes dos dois implantes terminais, a magnitude da tensão foi menor com o método da soldagem do que com o método da peça fundida e da peça fundida soldada. Quando a ordem do aperto dos parafusos mudou, houve diferença significativa na magnitude da tensão em cada extensômetro, devido ao método da soldagem. Com o método da adaptação passiva não foram detectadas diferenças na magnitude das tensões atribuídas a ordem de apertamento dos parafusos. A magnitude da tensão produzida ao redor do implante com uma prótese parafusada foi significativamente menor com o método da adaptação passiva, quando comparados com os outros três métodos de fabricação. De acordo com o trabalho desenvolvido pelo autor em referência, os implantes preparados pelo método da adaptação passiva não foram afetados pela ordem de apertamento dos parafusos. Concluiu-se que independentemente do tipo de prótese implantossuportada utilizada, tensões foram produzidas ao redor do corpo dos implantes quando as próteses foram parafusadas sobre os mesmos, e essas tensões desapareciam com o desparafusamento. E também que, a magnitude das tensões difere em cada extensômetro, independente do método de fabricação das próteses implantossuportadas.

No estudo de Duyck *et al.* (2001) foram aplicadas cargas estáticas e dinâmicas em implantes longos de 10mm (*Brånemark System, Nobel Biocare, Suécia*), instalados em tíbias de coelhos para avaliar a resposta óssea. Foram selecionados, 10 coelhos adultos da raça Nova Zelândia negros, onde um tinha um implante carregado, estaticamente, com uma força transversal de 29,4N aplicados em uma distância de 1,5 mm do topo do implante, resultando em um momento de flexão de 4,4 Ncm. Um implante carregado dinamicamente, (com uma força transversal de 14,7N, aplicada sobre uma distância de 50 mm do topo

do implante, resultou em um momento de flexão de 73,5 Ncm, resultando em 2,520 ciclos no total, aplicada com uma frequência de 1 Hz e um implante sem carga como controle. O carregamento foi realizado durante 14 dias. Um modelo numérico foi utilizado como guia para a carga aplicação de carga dinâmica. Uma quantificação histomorfométrica do osso para a área de contato de metal e da densidade óssea lateral ao implante foram realizados em cortes descalcificados corados com azul de toluidina. As fotos dos cortes histológicos foram estatisticamente semelhantes para os implantes carregados e para o implante controle. O osso cortical lamelar denso estava presente ao redor da parte marginal e apical dos implantes sem sinais de perda óssea. Defeitos ósseos em forma de cratera e lacunas de *Howship* apresentavam sinais claros de reabsorção óssea na área do osso marginal ao redor dos implantes carregados dinamicamente. Apesar desses defeitos ósseos, ilhas ósseas estavam presentes em contato com a superfície do implante nesta área marginal. A partir desses resultados, pode-se observar que não houve resultado significativo em relação ao pouco contato ósseo aos implantes carregados dinamicamente em comparação com os implantes carregados e os implantes do grupo controle. No entanto, ao comparar a quantidade de osso nas imediações da parte marginal dos implantes, de forma significativa ($p > 0,007$) um menor volume ósseo (densidade) esteve presente em todo o carregamento dinâmico em comparação com o carregamento estático, e os implantes controle. Este estudo conclui que o excesso de cargas dinâmicas, promove defeitos ósseos laterais nos implantes osseointegrados.

Isidor (2006) afirmou que as forças oclusais afetam o implante dentário e o osso adjacente. De acordo com as teorias fisiológicas do osso, quando ele recebe cargas mecânicas, ele adapta essa carga aplicada, através da modelação e remodelação óssea. Isso também se aplica ao osso circunjacente nos implantes dentários. A resposta, em função de um aumento do estresse mecânico, leva a um determinado limiar, que será forçado ao osso por um aumento de densidade óssea ou aposição de osso. Por outro lado, fadiga e micro fraturas, resultando em

reabsorção óssea, pode ser o resultado do estresse mecânico, além deste limite. No presente estudo foi revisado o relacionamento entre forças nos implantes dentários e osso circunjacente. Estudos randomizados controlados bem como estudos de coortes prospectivos não foram encontrados. Todavia, esses resultados são conflitantes. Estudos experimentais em animais têm mostrado que a carga oclusal pode resultar em perda óssea marginal ao redor dos implantes ou completa perda da osseointegração. Em estudos clínicos uma associação entre a condição de carga e a perda óssea marginal ao redor dos implantes ou a completa perda da osseointegração tem sido verificada, mas o relacionamento de causa e efeito não tem sido bem esclarecido.

Segundo Saab *et al.* (2007), nas reabilitações com implantes dentários, os pilares angulados são frequentemente usados na região anterior da maxila, devido a necessidade estética ou de espaço. O efeito do pilar angulado na distribuição das tensões ainda é pouco explorado. O objetivo desse estudo foi medir e comparar a distribuição do estresse no osso ao redor dos implantes na região anterior da maxila, usando dois pilares diferentes, pelo método de análise dos elementos finitos. Dois modelos bidimensionais de elementos finitos foram desenvolvidos e desenhados, usando o *software Ansys*[®], para duas situações: (1), um implante com retentor reto na região da maxila e (2), um implante com pilar angulado na região anterior da maxila. O implante usado tinha dimensões de 4 x 13 mm. O osso maxilar foi modelado como osso tipo três, com uma camada cortical de espessura de 0,5mm. Cargas oblíquas de 178N foram aplicadas na área de cingulo, em ambos os modelos. Sete consecutivas interações de refinamento da malha foram realizadas em cada modelo para observar a convergência dos resultados. A maior tensão foi encontrada no osso esponjoso, mais apical e nas micro roscas na face palatina do implante, onde as forças de tração foram criadas. A mesma distribuição de tensão foi observada ao redor de ambos os pilares angulado e reto. Após as várias interações, os resultados convergiram a um valor para máxima tensão no osso, em ambos os modelos, os

quais foram independentes do tamanho do elemento. A maior deformação ocorrida no osso esponjoso variou entre 1000 e 3500 $\mu\epsilon$. Pequenas áreas de osso esponjoso apresentaram tensões acima do limite fisiológico de 4000 $\mu\epsilon$. Os autores já referenciados concluíram que houve um aumento da tensão 15% maior no osso do pilar reto, quando comparado com o pilar angulado. Os resultados convergiram após várias interações de refinamento na malha, o que confirmou a ausência de dependência de máxima tensão na interface osso/implante na densidade da malha. A maioria das tensões produzidas no osso esponjoso e no osso cortical ocorreu devido à variação ter sido reportada para aumentar a massa óssea e mineralização.

Rubo *et al.* (2008), analisaram as muitas variáveis clínicas presentes em próteses implantossuportadas, através do método tridimensional do elementos finitos. Foram utilizados cinco implantes na curvatura anterior de uma mandíbula humana, para a realização dos testes. As variáveis introduzidas no modelo de um computador foram o comprimento do *cantilever*, módulo de elasticidade do osso esponjoso, comprimento do pilar, comprimento do implante e liga da infraestrutura, (Ag-Pd ou Co-Cr). O computador foi programado com as propriedades físicas dos materiais, as quais foram baseadas na literatura. Uma carga vertical de 100N foi utilizada para simular a carga oclusal. Imagens com franjas de estresse foram obtidas e o máximo estresse de cada sítio foi plotado em gráficos por comparação. Os estresses tenderam a concentrar-se na cortical óssea ao redor da cervical do implante perto da carga, considerando que as tensões no osso esponjoso foram baixas. Em geral, a distribuição de tensões tiveram melhor resultado no osso trabecular denso, pilares e implantes mais longos, e *cantilever* curto. O uso da liga de Co-Cr para a infraestrutura parece contribuir para uma melhor distribuição das tensões.

Chou *et al.* (2010) avaliaram a resposta biomecânica do osso mandibular, simulando várias situações clínicas, nas quais os implantes e as características dos implantes eram levados em consideração. Através do uso do método do elemento finito foi avaliada a distribuição do estresse ao redor dos implantes. Foram utilizados implantes curtos (WDS) de 5 x 6mm, implantes com diâmetro estreito e implantes com diâmetro longo (NDL) de 3.5 x 10.7mm. Foi construído um modelo tridimensional através de imagem tomográfica computadorizada da região do pré-molar. Forças oclusais foram simuladas através da aplicação de carga oblíqua de 100N no pilar. A distribuição de estresse no osso, em diferentes sítios de inserção e dois níveis de qualidade óssea alveolar foi avaliada. Para um implante NDL, cerca de 60% a 80% do volume de osso ao redor do implante, foi submetido a 200-1000 ($\mu\epsilon$) $\mu strain$, e 15% para 35% foi submetido a 1000-3000 $\mu\epsilon$, independentemente da qualidade do osso alveolar. Para um implante WDS, o volume ósseo submetido a 1000-3000 μ aumentou e o volume ósseo submetido a 200-1000 μ no osso alveolar de qualidade inferior. Para ambos os tipos de implantes, os níveis de tensão em relação ao volume ósseo tendo menos de 200 μ , e/ou superior a 3000 μ , relativamente pequeno. Conclui-se que os implantes rosqueados promoveram maior estresse ao redor das roscas e o osso dentro das roscas foi menos prejudicado. Uma maior e mais alta distribuição de estresse no osso periimplantar foi gerada pelo implante WDS em comparação aos implantes NDL. Independente das dimensões dos implantes e da simulação dos vários cenários clínicos, o desenvolvimento de altos níveis de estresse no osso alveolar foi inevitável. Níveis de estresse no osso periimplantar foram reduzidos quando a profundidade de inserção do implante foi diminuída.

Serrano-Sánchez *et al.* (2011) realizaram uma revisão de literatura dos artigos que tratam da influenciada plataforma *Switching* nos tecidos duro e mole da cavidade oral. Todos os artigos envolvendo plataforma *Switching* indexados pelo *Medline* e publicados em inglês foram utilizados para este estudo. Foram incluídos casos clínicos, estudos experimentais e não experimentais, bem como

revisões de literatura. Nesta pesquisa foram encontrados: 16 séries clínicas ou casos clínicos unitários, 10 testes e estudos controlados, 09 estudos experimentais e 03 revisões de literatura. Os autores concluíram que todos os artigos escritos por diferentes pesquisadores mostraram uma melhoria na preservação do osso periimplantar. Mas, além disso, estudos de longo prazo são necessários para confirmar estes resultados. Esses artigos consultados referem-se ao comportamento biomecânico do complexo implante/pilar em resposta a aplicação de carga oclusal, a manutenção da altura da crista óssea e a recuperação do espaço biológico.

Segundo Mumcu et al. (2011), um critério fundamental de sucesso a seguir, no tratamento com implantes dentários, é o nível ósseo marginal. Avaliações clínicas e radiográficas de longo prazo são necessárias para testar os resultados de investigações in vitro como restaurações com cantilever ou como o tamanho do implante afeta as mudanças no nível ósseo ao redor dos implantes. Não há um consenso em relação aos efeitos que as muitas variáveis como a idade, gênero, tamanho do implante e tamanho do cantilever podem causar no nível ósseo marginal, ao redor de próteses fixas suportadas por implantes. Nesse estudo, foram selecionados pacientes que receberam prótese fixa cimentada implantossuportada, os quais foram examinados em sessões de chamadas de retorno, de 6, 12, 24 e 36 meses após estarem em função. Medições comparativas do nível ósseo foram obtidas através de imagens radiográficas, com magnificação de 20x, usando o programa Corel Draw 11.0. A análise estatística foi feita utilizando-se o teste T Student's e ANOVA. Após um período de observação de 26 meses, não havia incidências de falhas dos implantes, excessiva perda óssea ao redor dos implantes ou inflamação periimplantar. Um total de 126 implantes, em 36 pacientes, foi avaliado e os efeitos de diversos fatores sobre a perda óssea marginal durante os 36 meses após o carregamento foi analisada estatisticamente. Não houve relação significativa entre perda óssea marginal e altura ou diâmetro dos implantes, considerando idade, gênero e extensão do

cantilever afetando os níveis de perda óssea. Os autores já anteriormente citados, concluíram que a perda óssea marginal foi elevada em pacientes do gênero feminino e com idade mais avançada, bem como em pacientes que receberam extensões em cantilever. Em casos de condições anatômicas limitadas, implantes curtos e estreitos devem ser preferidos sobre extensões em cantilever.

3. PROPOSIÇÃO

Avaliar o comportamento biomecânico dos componentes de prótese parcial fixa implantossuportada, por meio da técnica da extensometria elétrica, visando através de aplicações de cargas axiais no conjunto implante/pilar/prótese, quantificar possíveis valores de deformação nas estruturas presentes.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 CONFECÇÃO DO MODELO EXPERIMENTAL

Para a realização deste trabalho foi utilizado um modelo experimental confeccionado resina Epoxyfiber®, simulando um hemi-arco superior desdentado onde os elementos 15 e 17 foram substituídos por análogos de implantes (13 x 4.1 mm – Hexágono Externo, Neodent Implante Osseointegrável Ltda, Curitiba, PR) posicionados paralelamente entre si e distanciados em 10mm. Para que esta situação fosse obtida, foi elaborado um dispositivo posicionador em resina acrílica incolor (Jet Clássico®, São Paulo, SP/Brasil) com dois transferentes para moldagem, posicionados paralelamente entre si e com uma haste vertical fixada entre os dois. Os transferentes foram utilizados para a fixação dos análogos e a haste para a fixação do dispositivo ao mandril de um delineador (Bioart®, São Carlos, SP/Brasil) (Figuras 1 e 2).

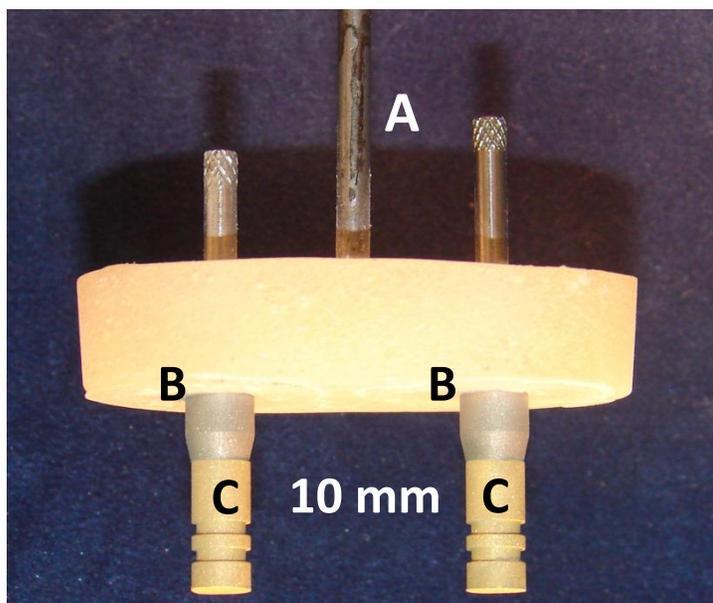


Figura 1- Dispositivo posicionador: A - Haste vertical; B - Transferentes para moldagem; C – Análogo.



Figura 2- Análogo de implante (13 x 4.1 mm- HE, Neodent Implante Osseointegrável Ltda.).

4.1.1 Preparo das Superfícies dos Análogos

Para possibilitar a colagem dos extensômetros, os análogos dos implantes foram modificados em sua superfície, removendo-se a região apical que continha as retenções para gesso.

Para que o procedimento de colagem fosse mais efetivo, foi realizado um jateamento com óxido de alumínio, com partículas de 100 μ m à pressão de 60 Lbl/pol², por toda a sua extensão (Figura 3).

Em seguida, os análogos foram cuidadosamente limpos, utilizando para isto um cotonete embebido com álcool isopropílico como solução de limpeza e após secando-se com lenços de papel absorvente, com o objetivo de remover qualquer resíduo que pudesse interferir na fixação dos extensômetros e comprometer a transmissão dos dados.

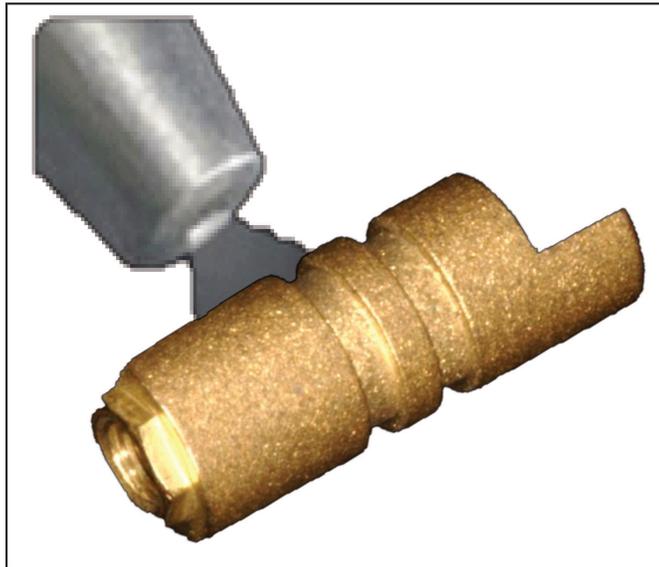


Figura 3- Jateamento dos análogos dos implantes.

4.1.2 Fixação dos Extensômetros nos Análogos dos Implantes

Quatro extensômetros foram posicionados e fixados diametralmente na porção superior dos análogos, dispostos na posição vertical de maneira que cada um individualmente registrasse $\frac{1}{4}$ de Ponte de *Wheatstone* (*JW Dally, WFR Dally, 1978*) (Figuras 4 e 5).

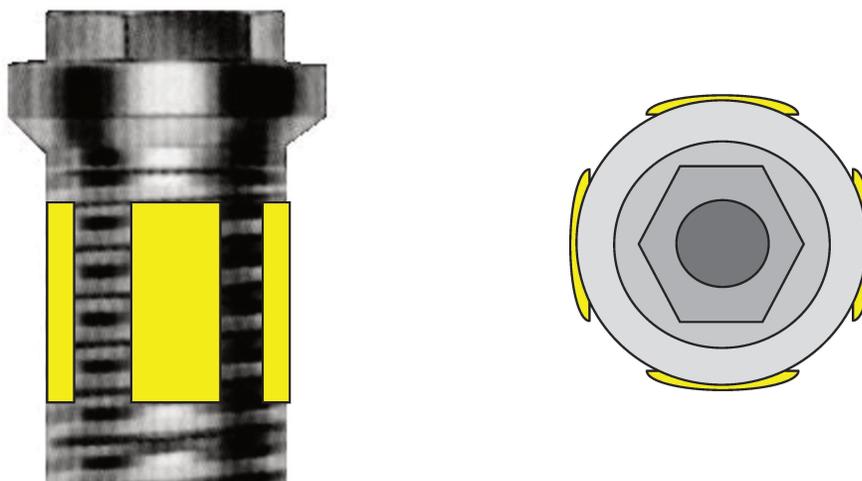


Figura 4 e 5 - Desenho esquemático do posicionamento dos extensômetros nos análogos. Em A – vista proximal e em B vista oclusal.

O circuito de entrada de todo instrumento de medida de deformação, sem exceções, incluem um circuito de ponte, e os braços da ponte são fornecidos por extensômetros e resistores fixos (Figura 6 e 7).

A função de um circuito de ponte é de converter uma pequena mudança na resistência, em uma voltagem elétrica. O circuito da ponte de *Wheatstone* é formado por quatro resistores, R_1 , R_2 , R_3 e R_4 , como mostrado na figura 7.

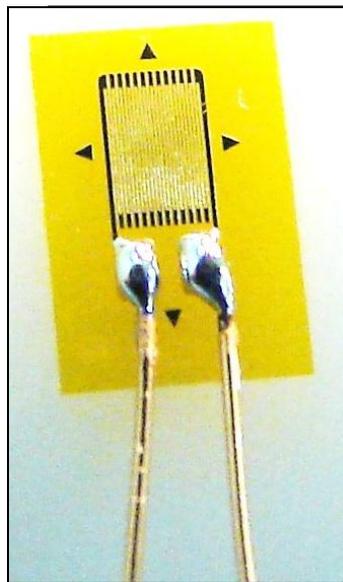


Figura 6- Extensômetro

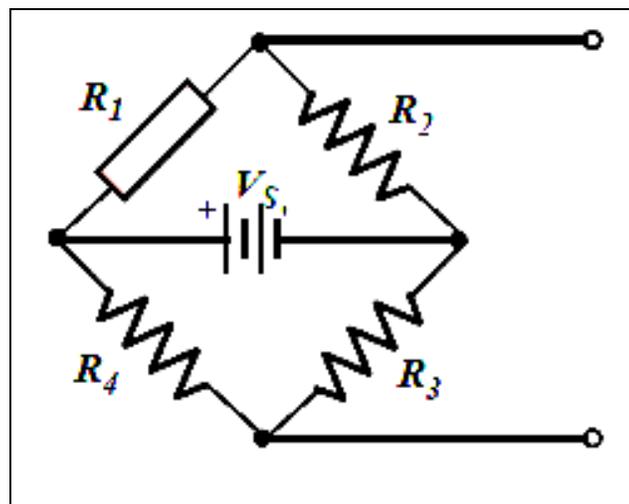


Figura 7- ¼ de Ponte de Wheatstone.

Circuitos elétricos especiais são empregados para medidas de deformação com extensômetros montados em corpos de provas, ou seja, para medir as variações de resistência dentro de um circuito elétrico (Andolfato RP, Camacho JS, Brito GA, 2004).



Figura 8 - Extensômetro posicionado e fixado na cervical do análogo.

Os extensômetros foram colados individualmente, para garantir que o adesivo utilizado não contaminasse as regiões em que não estivessem sob o procedimento de colagem, estes foram isolados com fita adesiva incolor FK1 (Excel Sensores Ind. e Com. Exp. Ltda. Embu, SP). Quatro extensômetros coláveis (Modelo PA-06-040AB-120-L, Excel Sensores Ind. Com. Exp. Ltda. Embu SP.), com dimensões de 1X1mm foram fixados com cola à base de éster de cianoacrilato (*Superbond*, *Loctite-HenkelLtda.*), verticalmente um de cada vez nas faces vestibular, palatina, mesial e distal de cada análogo, de maneira sequencial, obedecendo aos critérios de isolamento descritos acima. Com o objetivo de manter os extensômetros em posição durante o período de polimerização da cola, foi utilizada uma película de teflon comprimida por uma

almofada de silicone mantida por uma pinça. A remoção da fita adesiva foi realizada utilizando-se um cotonete embebido em álcool isopropílico como solução de limpeza e secagem com lenço de papel absorvente. Tal procedimento prestou-se a remover quaisquer resíduos que pudessem interferir no processo de colagem dos extensômetros subsequentes. Após a colagem, os extensômetros fixados em cada pilar e foram ligados entre si, por fios de cobre devidamente isolados com silicone na configuração $\frac{1}{4}$ de Ponte de *Wheatstone*. Esta configuração é indicada quando a solicitação da coluna é por compressão ou tração devido ao seu baixo índice de deformação e sinal correspondente.

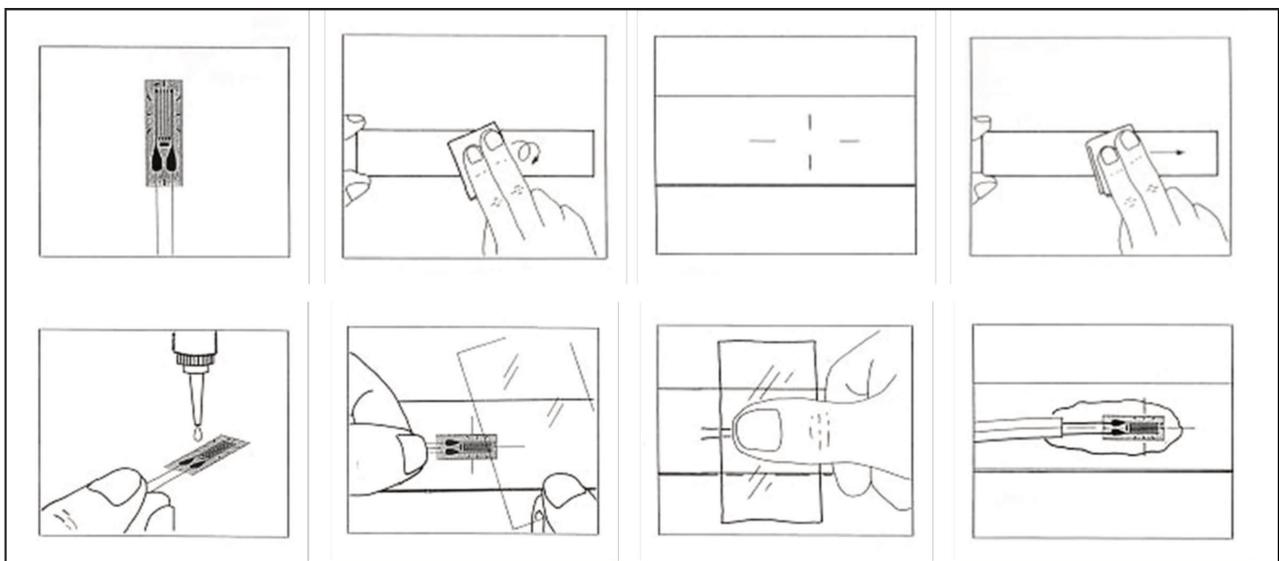


Figura 9- Passo a passo do procedimento de colagem dos extensômetros.

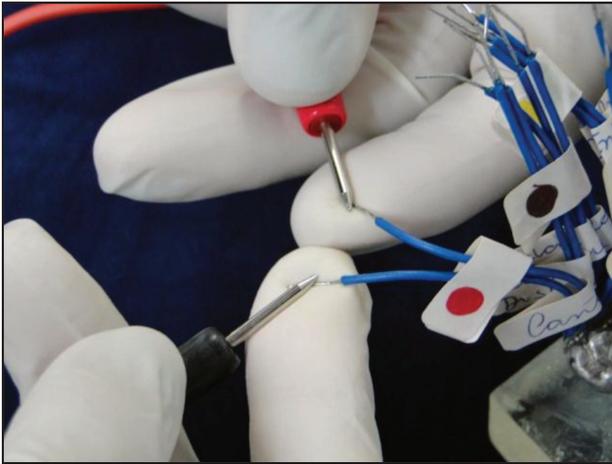


Figura 10 – Verificação da passagem de corrente elétrica nos extensômetros.

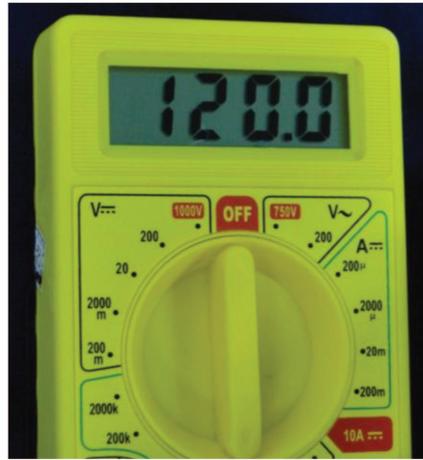


Figura 11 – Multímetro para medição de tensão do extensômetro.

4.1.3 Inclusão dos Análogos

O dispositivo descrito na figura 1 foi fixado na haste vertical de um delineador (Bioart®, São Carlos, SP/Brasil) e os análogos com os extensômetros colados e ligados, foram incluídos em resina Epoxy®, com o objetivo de simular um hemi-arco com dois implantes posicionados na região correspondente aos elementos 15 e 17 (Figuras 12 e 13).



Figura 12- Resina Epoxyfiber® para inclusão.



Figura 13- Análogos incluídos em resina.

4.2 CONFEÇÃO DO CORPO DE PROVA

A confecção do corpo de prova foi dividida em quatro etapas distintas: Enceramento da peça protética, inclusão, fundição e acabamento.

Inicialmente foram fixados nos análogos, dois pilares cônicos (Neodent Implante Osseointegrável Ltda., Curitiba, PR) com 3 mm de altura de cinta e 4,1mm de diâmetro. Estes componentes foram parafusados inicialmente com pressão digital até a percepção de resistência e a seguir foi aplicado um torque de 20Ncm (recomendação do fabricante). Sobre cada um dos pilares foi parafusado com pressão digital, um cilindro calcinável para pilar cônico sem dispositivo anti-rotacional e, sobre este cilindro foi encerado com resina Pattern (Pattern Resin Powder, Yamahachi Dental Mfg Co. Japan) um corpo de prova simulando uma prótese fixa de 4 elementos, sendo os pânticos representados pelos elementos 16 e 18 e os pilares os elementos 15 e 17 (Figuras 14 e 15).



Figura 14- Mini pilar cônico 3 X 4,1mm (Neodent Implante Osseointegrável Ltda.)

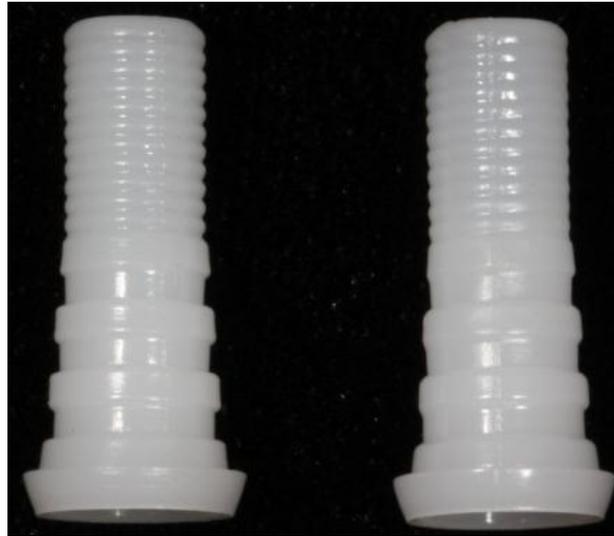


Figura 15 - Cilindros calcináveis (Neodent Implante Osseointegrável Ltda.)



Figura 16 - Corpo de prova encerado.

Após acabamento e polimento, o corpo de prova foi incluído em revestimento aglutinado por fosfatomonoamônico (Heat Shock – Polidental Ind. e Com. Ltda.) e fundido com liga metálica à base de Co-Cr (StarLoy C – Degudent, GmbH, Germany – Quadro I) em uma máquina de fundição por eletro-indução (SAED - Scientific Apparatus Electronic Devices; F. Lli Manfredi, S. Secondo di Pinerolo, Italy).

Após o esfriamento do anel foi realizada a desinclusão e limpeza inicial do corpo de prova com jato abrasivo de óxido de alumínio, com partículas de 100µm à pressão de 60lb/pol². Para remoção de resíduos de revestimento, o corpo de prova foi imerso em solução de ácido hidrofúorídrico a 20% e submetido novamente ao jateamento. Os condutos de alimentação foram seccionados e a superfície inspecionada para verificar possíveis poros e falhas.

O corpo de prova foi usinado com discos e pedras de óxido de alumínio e polido com borrachas abrasivas (Dedeco International Inc., Long Eddy, NY, 12760, USA).

Nas figuras abaixo foram inseridas as dimensões finais aproximadas do corpo de prova (Figura 17) e uma vista lateral do mesmo finalizado (Figura 18).

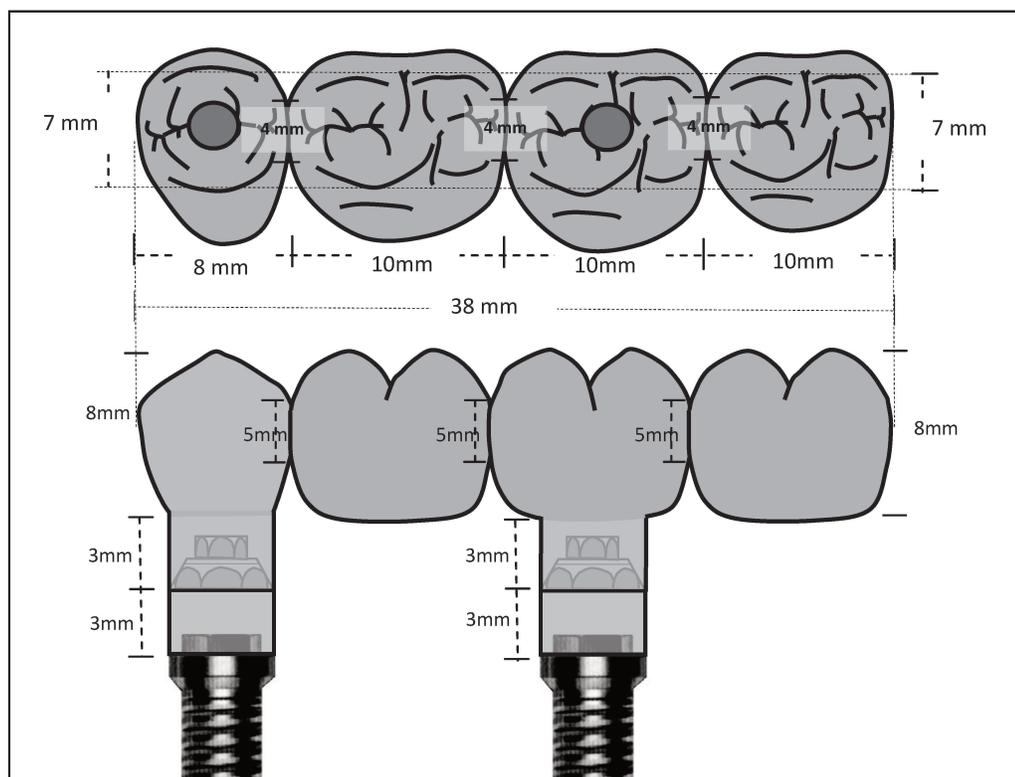


Figura 17 - Desenho esquemático com as dimensões finais aproximadas do corpo de prova.



Figura 18- Vista lateral do corpo de prova finalizado.

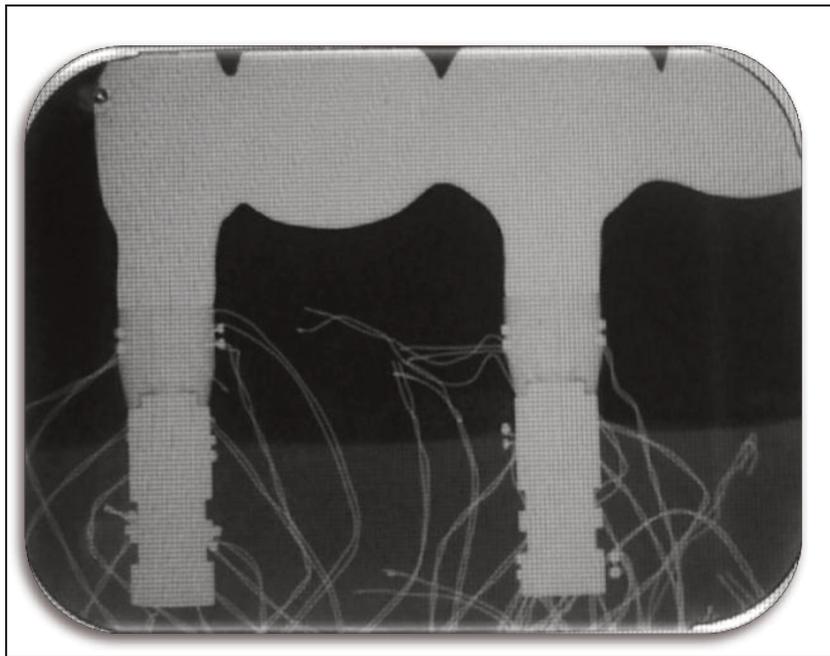


Figura 19- Radiografia periapical do corpo de prova sobre o modelo experimental.

4.2.1 Fixação dos Extensômetros no Corpo de Prova e Pilares

Oito extensômetros foram fixados longitudinalmente na porção cervical do corpo de prova, sendo quatro deles colados no elemento 15 e quatro no elemento 17, nas faces vestibular, palatina e faces proximais. Outros oito foram colados com a mesma orientação e número em cada um dos pilares protéticos. O procedimento de colagem seguiu os mesmos passos descritos no item 4.1.2. . Após a colagem, os extensômetros fixados em cada pilar e região cervical do corpo de prova foram ligados entre si, por fios de cobre devidamente isolados com silicone na configuração $\frac{1}{4}$ de Ponte de *Wheatstone* (Prado, 2009) (Figura 20).



Figura 20 - Corpo de prova finalizado com os extensômetros fixados.

4.3 Ensaio Experimental

O corpo de prova com os extensômetros fixados foi parafusado nos pilares com parafusos de titânio inicialmente com força digital. A força digital foi aplicada até a percepção de resistência (Jemt, 1991). A seguir foi empregado um torque de 10 Ncm com um torquímetro manual (Neodent Implante Osseointegrável Ltda, Curitiba, PR).

Os fios de cobre provenientes dos extensômetros foram recobertos com verniz e suas extremidades estanhadas, foram soldadas com solda de estanho em um terminal colável de ligação tipo T-50. Estes, em sequência, foram soldados a cabos flexíveis blindados com dimensões aproximadas de 4x26 mm, AWG com isolamento em PVC, correspondente a cada um dos componentes instrumentados, os quais foram conectados às entradas de um sistema de aquisição de dados (ADS 2000-IP-LYNX, BR). Os ensaios mecânicos com cargas compressivas de até 150 Ncm foram realizados em máquina de ensaio universal MTS (Material Testing System - MTS System Corporation, Minneapolis-Minnesota-55424-Model 490.05C) ajustada a uma velocidade constante de 15N/s. A carga compressiva foi aplicada na região central da superfície oclusal do elemento 16, no centro do pântico.

Para que o modelo experimental pudesse ser posicionado na Máquina de Ensaio Universal MTS, houve a necessidade da confecção de uma base de resina de 15 cm de comprimento, por 10 cm de largura e 5 cm de espessura para permitir a movimentação do modelo em todas as direções, no plano horizontal, de modo a determinar com precisão o posicionamento da ponta ativa da célula de carga (Figura 21).

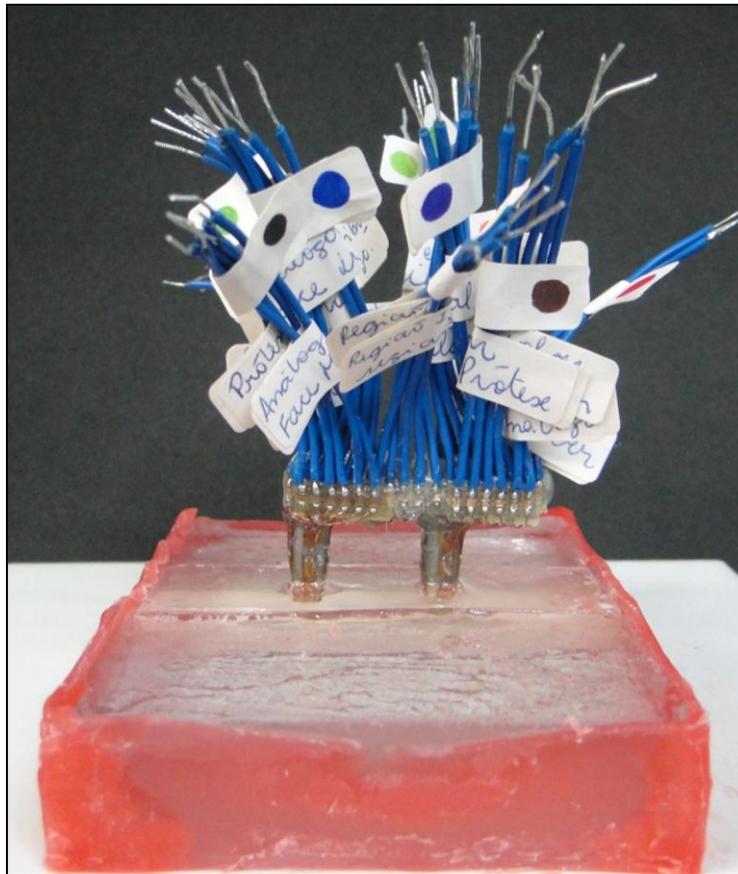


Figura 21 – Corpo de prova com o aumento da base em resina acrílica.

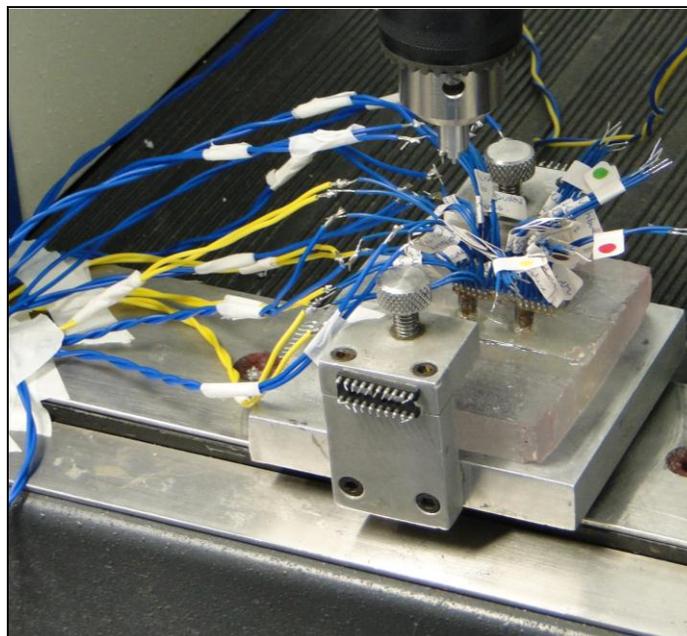


Figura 22 – Corpo de prova posicionado na máquina de testes.

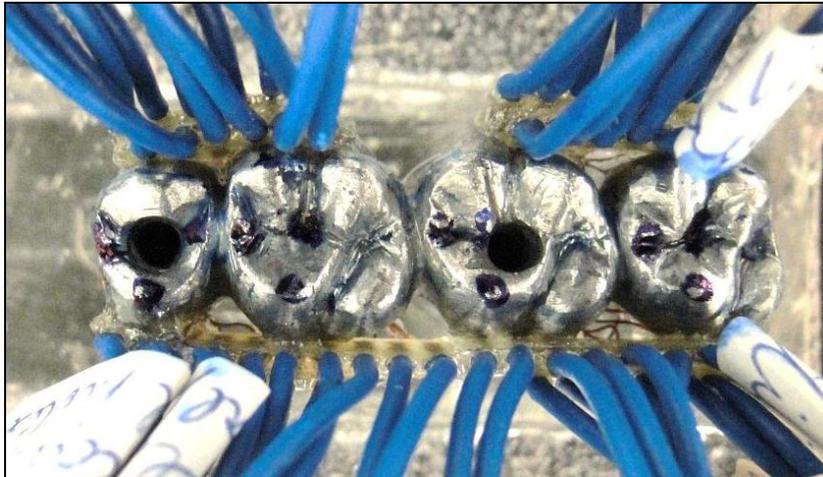


Figura 23 – Vista oclusal do corpo de prova.



Figura 24 – Vista lateral da ponta aplicadora de carga sobre o corpo de prova.

4.4 Ensaio Mecânicos

Sinais elétricos oriundos das deformações do corpo de provas, pilares e análogos foram captados por um aparelho controlado por computador (ASD0500; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP), sendo processado por um *software* específico (AqDados 7; Lynx) (Koke *et al*, 2004; Naconecy *et al*, 2004) o qual estava conectado a um *notebook* (Accer - Travel Mate 4222WLMi); permitindo a visualização dos dados obtidos e simultânea armazenagem dos mesmos, para posterior geração gráfica.

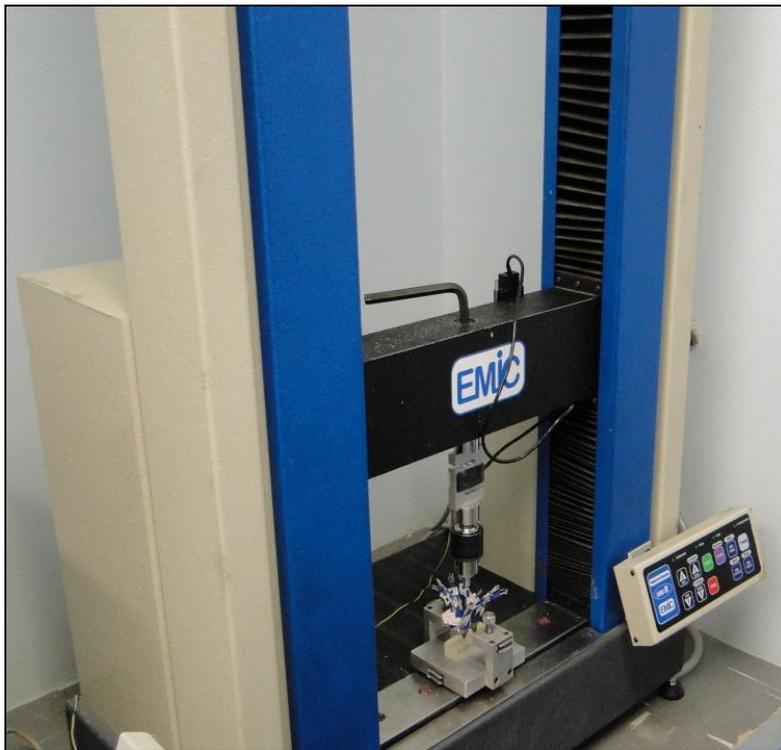


Figura 25 – Máquina de Ensaio Universal (MTS).

Cada conjunto corpo de prova (quatro extensômetros), pilar protético (quatro extensômetros) e análogo do implante (quatro extensômetros) corresponderam a um canal do sistema de aquisição de dados.

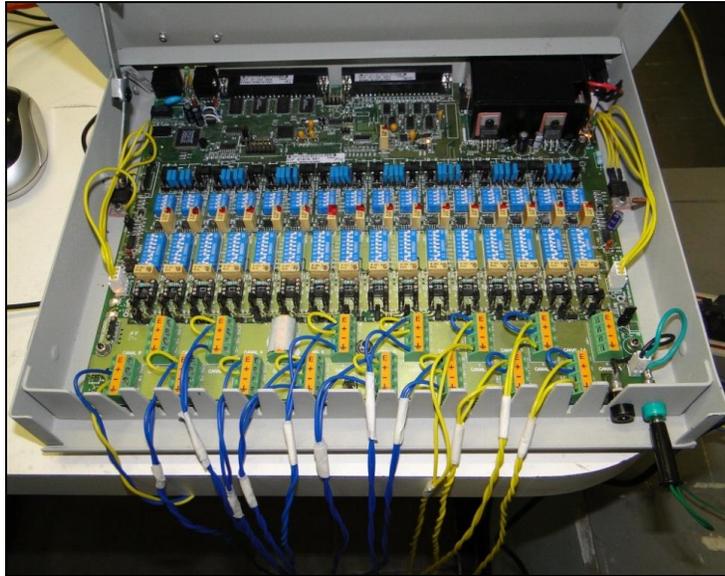


Figura 26 - Extensômetro posicionado e fixado no corpo do análogo.

Os ensaios foram realizados em duas etapas distintas. Na primeira fase (calibração/equalização) foram aplicadas cargas de 150Ncm em cada pilar (pré-molar e segundo molar), sendo um de cada vez, devidamente isolado da influência do outro pilar através da inserção de uma arruela espaçadora na base do pilar. Nesta fase, foi possível equalizar a sensibilidade de cada pilar de forma que seus resultados pudessem ser comparados quando da realização dos testes da segunda fase, o carregamento do corpo de provas propriamente dito.

Uma ponta de aço foi fixada à célula de carga com capacidade de 100kgf, na qual foi aplicada uma força de 150Ncm (15,3 KGF) pontualmente, com

velocidade de carregamento de 15N/s, levando 10 segundos para atingir a carga máxima de 150N.

O procedimento para a aplicação da carga compressiva foi repetido por três vezes consecutivas, sendo que após cada uma delas os corpos de prova foram checados para possíveis afrouxamentos dos parafusos. Foi considerada para fins de registro, a média aritmética das deformações ocorridas entre as três repetições. Foram consideradas para registro, as deformações ocorridas no pico máximo de carga registrada (Prado, 2009). Com o objetivo de facilitar a análise dos resultados e das comparações feitas entre as deformações, os extensômetros foram identificados por letras (Figura 13).

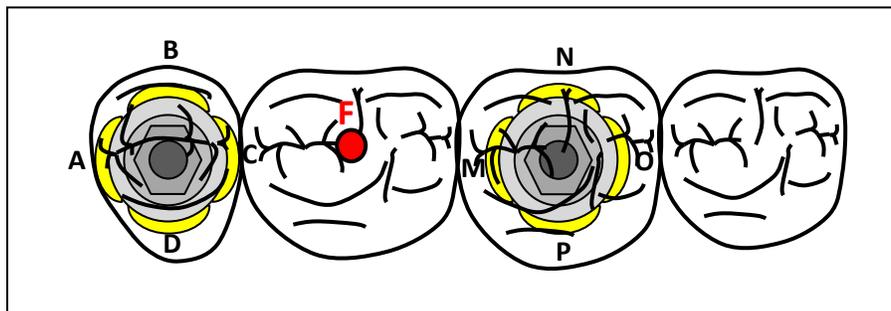


Figura 27 - Desenho esquemático com as identificações de cada extensômetro colado. Em F ponto de aplicação da carga compressiva (vista oclusal).

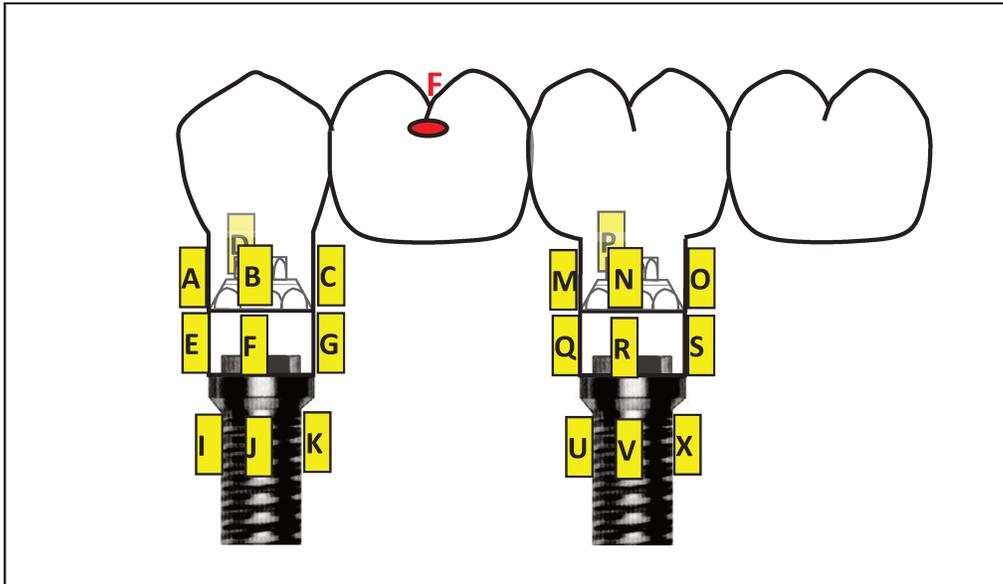


Figura 28 - Desenho esquemático com as identificações de cada extensômetro colado. Em F ponto de aplicação da carga compressiva.

Nesse estudo foram realizadas comparações entre as deformações dos extensômetros nos sentidos horizontal e vertical. Desta forma, foram registradas as seguintes comparações no sentido horizontal: A – O, B – N, C – M, D – P, E – S, H – T, I – X, K – U, L – W e; as seguintes comparações no sentido vertical: A – E – I, D – H – L, C – K, M – U, P – T – W, N – R – V e O – S – X. As comparações F – R, G – Q, J – V, C – G – K, B – F – J e M – Q – U; não foram consideradas em função dos respectivos extensômetros não terem registrado deformações por ausência de sinal elétrico.

4.5 Forma de Análise dos Resultados

As médias de deformações registradas foram agrupadas em tabelas e submetidas à análise estatística.

Para tal, foi aplicada a técnica de análise de variância para experimentos com um fator, medido através de medidas repetidas (pontos em um mesmo objeto). As análises de variância foram calculadas através do procedimento GLIMMIX do sistema SAS (SAS Institute Inc. The SAS system, release 9.2. SAS Institute Inc., Cary:NC, 2009.). Contrastes foram usados para testes personalizados de comparações de médias e foi adotado o nível de significância de 5%.

5. RESULTADOS

Conforme descrito no capítulo anterior, as médias de deformações registradas foram agrupadas em um quadro (Quadro I) e submetidas à análise estatística.

Quadro I – Média aritmética dos valores de deformação.

Extensômetros	Médias de deformação (uStrain)
A	-17,83
B	-51,42
C	-40,18
D	5,18
E	-6,46
F	-----
G	-----
H	19,18
I	-5,19
J	-----
K	-62,03
L	32,21
M	-56,69
N	-73,53
O	-18,22
P	28,43
Q	-----
R	-157,48
S	-11,56
T	34,93
U	-43,88
V	-77,42
X	5,16
W	53,35

Em função das características do experimento, iniciou-se a avaliação dos resultados pela análise de variância, na qual o teste F (Testes de Contraste) permitiu testar a hipótese de nulidade da ausência de diferenças entre as médias de deformação verdadeiras nos diferentes níveis do fator carga vertical (Tabela I).

Tabela I – Análise de variância.

Efeito	Graus de Liberdade		Valor F	Valor -p
	Numerador	Denominador		
Deformação	19	39	6,47	<0,0001*

* Significante no nível de 1%

A tabela I demonstra que existiram diferenças significativas ($p < 0,01$) entre as médias de alguns pontos estudados. Desta maneira, diante dos resultados significativos observados, testes específicos foram aplicados por meio de contrastes que compararam individualmente as médias de deformação dos pontos selecionados.

5.1 – Testes de Contraste (Teste F)

Os Testes de Contraste realizados compararam especificamente as diferenças entre as médias de deformação dos extensômetros determinadas no capítulo anterior, ou seja, no sentido horizontal: A – O, B – N, C – M, D – P, E – S, H – T, I – X, K – U, L – W (Tabela II) e, no sentido vertical: A – E – I, D – H – L, C – K, M – U, P – T – W, N – R – V e O – S – X (Tabela III).

Tabela II – Teste de contraste para as comparações realizadas no sentido horizontal.

Efeito	Graus de Liberdade		Valor F	Valor -p
	Numerador	Denominador		
A - O	1	39	0,06	0,8036
B - N	1	39	0,09	0,7634
C - M	1	39	0,01	0,9376
D - P	1	39	1,96	0,1690
E - S	1	39	2,36	0,1324
H - T	1	39	2,65	0,1119
I - X	1	39	8,36	0,0062**
K - U	1	39	6,28	0,0165*
L - W	1	39	13,22	0,0008**

* Significante no nível de 5%.

** Significante no nível de 1%.

A tabela II demonstra que houve diferenças significativas entre as médias de deformações registradas nas comparações I – X ($p < 0,01$), K – U ($p < 0,05$) e L – W ($p < 0,01$). Com relação à comparação I – X observa-se que enquanto no ponto I há uma média negativa, no ponto X a média é positiva (Quadro I) e os desvios padrão são relativamente pequenos, fatos que significam comportamentos distintos dos extensômetros avaliados. Para a comparação K – U ($p < 0,01$) observa-se que no ponto K há uma deformação significativamente maior que a do ponto U quando considerada em termos absolutos já que numericamente (Quadro I), por ser negativa, a média é significativamente menor no ponto K que no ponto U, entretanto, o sinal nos dá indícios da natureza da deformação observada. Na comparação L – W observa-se que no ponto W há uma deformação significativamente maior que a do ponto L (Quadro I), corroborando as informações obtidas a partir do teste estatístico aplicado ($p < 0,05$).

Tabela III – Teste de contraste para as comparações realizadas no sentido vertical.

Efeito	Graus de Liberdade		Valor F	Valor -p	
	Numerador	Denominador			
	A – E	1	39	2,85	0,0996
A – E - I	A - I	1	39	1,70	0,1997
	E – I	1	39	0,02	0,8999
L – H - D	L – H	1	39	0,74	0,3935
	L – D	1	39	0,70	0,4092
	H – D	1	39	0,07	0,7946
C - K	C – K	1	39	0,25	0,6172
M - U	M – U	1	39	6,22	0,0170*
P – T - W	P – T	1	39	0,11	0,7448
	P – W	1	39	5,13	0,0292*
	T – W	1	39	7,35	0,0099**
N – R - V	N – R	1	39	17,68	0,0001**
	N – V	1	39	0,05	0,8216
	R – V	1	39	6,66	0,0137*
O – S – X	O – S	1	39	0,14	0,7073
	O – X	1	39	5,13	0,0292*
	S – X	1	39	7,11	0,0111*

* Significante no nível de 5%.

** Significante no nível de 1%.

A tabela III dá indícios ($p < 0,05$) da existência de diferenças entre as médias verdadeiras de deformação observadas nos pontos M e U. Na comparação P – T – W, a média de deformação do ponto W é significativamente maior que a deformação dos demais pontos comparados, ou seja, as comparações P – W ($P < 0,05$) e T – W ($P < 0,01$). Para o contraste N – R – V são observados indícios de que o ponto R apresenta média verdadeira de deformação

que difere das médias observadas nos pontos N e V ($P < 0,01$ e $P < 0,05$ respectivamente), mas não há indícios de que estes dois sejam diferentes entre si.

Para a comparação O – S – X, observamos diferenças significantes entre o ponto X e os demais ($P < 0,05$). Apesar do teste não ter registrado diferença significativa entre as deformações ocorridas nos pontos O e S, as médias iniciais (Quadro I), revelam valores com sinais distintos entre os dois pontos. O ponto O apresentou valor negativo e o ponto S apresentou valor positivo. Tal fato revela diferenças distintas de comportamento, já que valores negativos são característicos de deflexão e valores positivos característicos de flexão.

7. DISCUSSÃO

Os implantes dentários constituem-se em uma modalidade terapêutica segura e previsível para a reabilitação oral. Muitos estudos têm sido direcionados a verificar a natureza da conexão implante-osso e os mecanismos fisiológicos relacionados ao seu sucesso clínico. Dentro deste contexto, há um senso comum de que o direcionamento adequado das resultantes das cargas funcionais é de fundamental importância (Duyck *et al.*, 2000; Nissan *et al.*, 2010; Wahl, 2004). Nesse sentido o desenho, a rigidez e a configuração geométrica das estruturas que compõem o sistema prótese/pilar/implante podem influenciar nesse direcionamento (Suedam *et al.*, 2009). Os vetores de força originados pelas forças mastigatórias e que são direcionados para este sistema, podem ser de natureza compressiva e/ou gerar torções e pontos de alavanca na estrutura da prótese. Sendo assim, caso não forem corretamente direcionados, podem levar a falhas e insucessos. Em função desses aspectos, muitos questionamentos persistem referentes ao comportamento biomecânico de todos os componentes do sistema, sejam eles relacionados à estrutura e materiais utilizados para a confecção da prótese, como também para os parafusos, pilares e ao implante propriamente dito (Nishioka *et al.* 2010).

A interpretação dos resultados obtidos neste estudo mostra com clareza que todos os componentes presentes, (prótese, pilares e análogos) apresentaram valores consistentes de deformação por compressão e/ou tração, em função do carregamento aplicado. Baseado nesses resultados, a hipótese nula, de que a aplicação de cargas na prótese e nos componentes protéticos não resultaria em deformações dos mesmos, foi rejeitada.

Apesar da complexidade relacionada à análise dos vetores de força que incidem em uma prótese implantossuportada, nesse estudo foi estudada apenas as deformações originadas por cargas verticais induzidas no pântico de uma prótese fixa implantossuportada parafusada sobre dois implantes. De acordo com

o fenômeno de deflexão das vigas (Gere, 2003), esta configuração de ponte, quando sujeita a um carregamento no centro da região do pântico, leva a ocorrência de um fenômeno de deflexão pura no local, o qual resultará em deformações distintas nos pilares, dependentes das variáveis: extensão do pântico, espessura do mesmo e local de aplicação da carga. Neste estudo, estas variáveis não foram consideradas como influentes para o registro dos resultados, uma vez que, seus valores não variaram em função dos ensaios que foram realizados em um único corpo de provas. Entretanto, a deflexão induzida no pântico pelas cargas funcionais ocasionou deformações distintas nas regiões cervicais do corpo de provas, nos pilares e análogos (Quadro I).

Comparando as deformações ocorridas no plano horizontal, nossos resultados mostraram que os valores registrados para a região cervical do corpo de provas, especificamente entre os extensômetros A-O, B-N, C-M e D-P, não mostraram diferenças significantes (Tabela I). Tal fato é relevante quando considera-se que o ponto de aplicação da carga compressiva deveria ser equidistante das duas extremidades do corpo de provas. Entretanto quando observa-se as médias de deformação registradas pelo sistema de aquisição de dados (Quadro I), verifica-se que os valores registrados para as comparações A-O, B-N e C-M foram negativos, mostrando que nesses pontos ocorreu uma flexão negativa (compressão), na região dos extensômetros. Este fenômeno pode ser explicado pelo fato de que quando consideramos as deformações ocorridas nesta configuração de ponte, os apoios, comportam-se como fulcros e suportam a deformação ocorrida na estrutura da ponte (Gere 2003; Iplikcioglu *et al.*, 2003 Suedam *et al.*, 2009).

Considerando ainda as deformações ocorridas no plano horizontal na região cervical do corpo de provas, os resultados registrados para os extensômetros D-P mostraram um sinal positivo (Quadro I). Observou-se que nesses locais a deformação ocorreu na forma de flexão positiva (tração) o que difere do fenômeno físico ocorrido entre os extensômetros A-O, B-N e C-M.

Apesar do procedimento de posicionamento da ponta indutora da carga compressiva ter sido altamente criterioso e revisado no presente estudo, considerou-se que provavelmente, a indução de cargas não ocorreu simultaneamente nas vertentes oclusais vestibulares e palatinas do corpo de provas, tendo sido concentrado apenas nas faces vestibulares. Apesar de não ter sido previsto, tal fato permitiu verificar a complexidade das resultantes que são direcionadas aos componentes de uma prótese fixa implantossuportada. De acordo com a literatura pesquisada, estas deformações de difícil previsão, constituem-se na principal causa do desenvolvimento de altos níveis de estresse na região cervical do osso alveolar (Chou *et al.*, 2010; Naconecy *et al.*, 2009) e ocorrem independentemente das dimensões dos implantes e da individualidade do caso clínico (Watanabe *et al.*, 2000; Schwartz 2000; Çehreli *et al.*, 2004).

As deformações registradas entre os pilares ocorreram com as mesmas características das observadas na região cervical do corpo de provas, inclusive com a diferença entre os fenômenos físicos observados entre os extensômetros H-T e os E-S. Conforme esclarecido no capítulo de materiais e métodos os valores referentes às comparações entre os extensômetros F-R e G-Q não foram registrados em função dos extensômetros não terem exibido sinal elétrico durante o ensaio mecânico.

Para as comparações ocorridas nos análogos, K-U e L-W o comportamento físico foi o mesmo observado nos extensômetros já considerados, entretanto, os valores registrados foram significativamente diferentes entre si no nível de 5% e 1% respectivamente (Tabela II). De acordo com Neto *et al.* (2009) e Eraslan *et al.* (2010) as forças oclusais são dissipadas pelo conjunto prótese/pilar/implante e prováveis micro-espacos presentes entre os mesmos podem proporcionar o surgimento de micro-movimentos e comportamentos biomecânicos distintos entre os componentes do sistema prótese-implantes. Os resultados parecem confirmar estas opiniões, uma vez que as deformações ocorridas na região dos análogos diferiram estatisticamente entre si e não

obedeceram aos mesmos padrões observados nas comparações anteriormente analisadas.

Os resultados obtidos para a comparação entre os extensômetros I-X mostraram diferenças estatisticamente significantes entre si (Tabela II) e comportamento biomecânico distinto, pois enquanto o I apresentou-se comprimido, o X revelou ter sofrido tração (Quadro I). Considerou-se que estas diferenças tenham ocorrido em concordância com os mesmos fenômenos descritos por Neto *et al.* (2009) e Eraslan *et al.* (2010), os quais consideraram que prováveis micro-espacos presentes entre os componentes protéticos e entre estes e os implantes podem proporcionar o surgimento de micro-movimentos e comportamentos biomecânicos distintos entre os componentes do sistema prótese-implantes.

Estes micro-espacos, também chamados de “*gaps*” podem ser consequências relacionadas à presença de sobrecarga oclusal, falta de adaptação passiva, geometria inadequada das próteses e disposição inadequada dos implantes, além de fatores relacionados ao tamanho do pântico e da extensão em *cantilever* (Eraslan *et al.*, 2010; Assunção *et al.*, 2009). Neto *et al.*, (2009) constataram que a falta de adaptação passiva da infraestrutura em próteses implantossuportadas, pode se constituir em um dos motivos que podem acarretar a sobrecarga oclusal, levando a falha da osseointegração.

As comparações realizadas verticalmente, ou seja, entre a região cervical do corpo de provas, os pilares e análogos revelaram valores significativamente distintos entre os extensômetros M-U, P-T-W, R-V, O-X e S-X (Tabela III). O carregamento induzido no corpo de provas produziu deformações diferentes nestas regiões e um afrouxamento de parafusos do sistema, ocasionando as diferenças de comportamento. Estas observações estão em concordância com os estudos de Becker & Becker (1995) e Jemt *et al.* (1991) os

quais afirmaram que as forças oclusais são dissipadas pelas interfaces entre os componentes protéticos e os implantes, podendo provocar micro-movimentação e consequente afrouxamento dos componentes, o que pode levar a falhas na reabilitação protética e osseointegração.

De acordo com Schwartz (2000) os implantes são mais propensos a falhas em função da perda da adaptação entre os seus componentes de fixação, principalmente em casos de desajustes marginais e sobrecargas oclusais. Isidor (2006) considerou que em estudos clínicos, uma associação entre a sobrecarga oclusal e a perda óssea marginal ao redor dos implantes ou a completa perda da osseointegração pode ser verificada, entretanto os fatores que influenciam a relação causa e efeito ainda não foram esclarecidos. Neste sentido, Dittmer *et al.* (2010) investigaram a influência de diferentes conceitos oclusais na distribuição do estresse em próteses implantossuportadas por meio do método do elemento finito e concluíram que os mais altos picos de tensão foram localizados na região cervical da prótese e que a distribuição dos pontos de contato oclusal, influencia significativamente, no estresse induzido pelas forças oclusais e sugere que o número e a distribuição dos contatos oclusais são importantes no sucesso e longevidade deste tipo de prótese.

Outros aspectos, tais como, como a configuração da conexão implante-componente protético, pode influenciar o comportamento biomecânico do sistema e devem ser considerados em futuras pesquisas. Alguns autores vêm verificando diferenças de comportamento entre as conexões hexágono externo e cone-morse (Jemt *et al.*, 1991; Becker & Becker 1995; Gratton *et al.*, 2001) com vantagens para esta última.

Os resultados deste estudo sugerem ainda que outros aspectos devam ser investigados, tais como, a variação dos pontos de indução de cargas, tipos de conexões protéticas e diferentes materiais e configuração de infraestruturas, com

o objetivo de buscar um melhor esclarecimento sobre o comportamento biomecânico deste sistema, e contribuir com o prognóstico e longevidade clínica das próteses implantossuportadas.

8. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos, pode-se concluir que:

- a) As deformações observadas entre a região cervical do corpo de provas, seus respectivos pilares protéticos e análogos de implantes foram significativamente diferentes entre si;
- b) Os fenômenos mecânicos observados foram de natureza deflectiva com características de compressão e tração;
- c) As comparações realizadas no plano horizontal mostraram diferenças estatisticamente significantes, na região dos análogos dos implantes;
- d) As comparações realizadas no plano vertical exibiram diferenças significativas entre os componentes do sistema de um dos análogos estudados.

REFERÊNCIAS*

1. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J.Prosth Dent.* 1996; 75(3): 285-91.
2. Assunção W, Barão V, Tabata L, Gomes E, Delben J, Santos P. Biomechanics studies in dentistry: Bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg* 2009; 20 1173-1177.
3. Becker W, Becker BE Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *J. Prosthet Dent* 1995; 74: 51-55.
4. Chao Y. *et al.* A study into the use of chromium-cobalt alloy for constructing the framework for osseous integrated prosthesis. *Clin Mat.* 1988; 3: 309-15.
5. Clelland NL. *et al.* A photoelastic and strain gauge analysis for angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8(5): 541-8.
6. Çehreli MC, Iplikçoglu H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent.* 2002; 11(3): 286-91.

* De acordo com a norma de UNICAMP/FOP, baseadas na norma International Committee of Medical Journal Editors – Grupo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

7. Çehreli MC, Akça K. Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three-unit FPDs: a biomechanical analysis. *Int J Perio Rest Dent.* 2004; 24(6): 5.
8. Dittmer MP, Kohorst P, L. Borchers L, R. Schwestka R, M. Stiesch. Stress analysis of an all-ceramic FDP loaded according to different occlusal concepts. *J Oral Rehabil.* 2010 Apr; 38(4):278-85.
9. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Imp Res* 2000; 11: 654-475.
10. Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin. Oral Impl. Res.* 12, 2001; 207–218.
11. Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The effect of framework design on stress distribution in implant- supported FPDs: A 3-D FEM study. *Eur J Dent* 2010; 4: 374-382.
12. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.* 1998 Jun;106(3):721-64.
13. Gere JM. *Mecânica dos Materiais.* 1ª Ed. São Paulo, Editora Thomson Learning, 2003, p. 51-68.
14. Gratton GD, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interfaces. *J Prosthet Dent.* 2001; 85(1): 47-52.

15. Greco GD, Jansen WC, Landre J, Seraidarian PI. Stress analysis on the free-end distal extension of an implant-supported mandibular complete denture. *Braz Oral Res* 2009; 23 (2): 175-81.
16. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Higginbottom FL, Cochran DL. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. *Clin Oral Impl Res* 2000; 11: 1–11.
17. Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructure. *J Prosth Dent*. 1998; 80(2):169-74.
18. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin. Oral Imp. Res.* 17 (Suppl. 2), 2006; 8–18.
19. Iplikçoglu H, Akça K, Çehreli MC, Salin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int Oral Maxillofacial Implants*. 2003; 18(2): 258-65.
20. James W. Dally, William F. Riley Dally. *Experimental stress analysis. Electrical-resistance strain gages.* 2 ed. New York: McGraw-Hill Book Company. 1978.
21. Jemt et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1 year report from a multicenter prospective study. *JOMI* 1991; 6-29-36.
22. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaw: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6(3): 270-6.

23. Lekholm U, Sennerby L, Roos J, Becker W. Soft tissue and marginal bone conditions at osseointegrated implants that have exposed threads: a 5-year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Sep-Oct; 11(5):599-604.
24. Mombelli A, van Oosten MA, Schurch E Jr, Land NP. 23. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiol Immunol*. 1987 Dec;2(4):145-51.
25. Mumcu E, Bilhan H, Cekici A. Marginal bone Loss around implants supporting fixed restorations. *J Oral Implantol*. 2011 Oct; 37(5):549-58.
26. Neto R, Moura M, Souza E, Rubo J. Implant abutment deformation during prosthetic cylinder screw tightening: Na in vitro study. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 391-395.
27. Naconecy MM, Geremia T, Cervieri A, Texeira ER, Shinkai RS. Effect of the number of abutments on biomechanics of Branemark prosthesis with straight and tilted distal implants. *J App Oral Sci* 2010; 18(2); 178-85.
28. Nissan J, Ghelfan O, Gross M, Chaushu G. Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported fixed cemented restorations. *J Oral Rehabilitation* 2010 37; 658–662.
29. Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, Vasconcellos LG, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different

types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci.* 2010 May-Jun; 18(3):225-30.

30. Ogawa T, Dhaliwa S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, Duyck J. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. *Journal Of Oral Rehabil* 2010 Jul; 37(7); 525-31.
31. Papavassiliou G. et. Al. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *Int Prosthet Dent.* 1996; 76(6): 633-48.
32. Prado DSV. Avaliação do comportamento mecânico de próteses fixas implantossuportadas por meio da técnica de extensometria elétrica [dissertação]. Faculdade de Odontologia de Piracicaba/Unicamp; 2009.
33. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989. 4(3): 241-7.
34. Rubo JH, Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol.* 2008; 34(5):248-55.
35. Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. *Clin Oral Impl Res.* 20, 2009; 196-200.

- 36.Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent.* 2007 Feb; 97(2):85-92.
- 37.Serrano-Sánchez P, Calvo-Guirado JL, Manzanera-Pastor E, Lorrio-Castro C, Bretones-López P, Pérez-Llanes JA. The influence of platform switching in dental implants. A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011 May 1;16(3):e400-5.
- 38.Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Imp Res* 2000; 11(suppl): 156-8.
- 39.Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(6): 843-8.
- 40.Wahl G, Lang H. Deformation at the implant interface to prosthetic superstructure: an interferometric approach. *Clin Oral Imp Res.* 15, 2004; 233-238.
- 41.Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant trosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(2): 209-18.

ANEXOS

Anexo 1- Instruções de colagem dos extensômetros (Excel Sensores Ind. Com. Exportação Ltda.)

Item	Descrição	Unidade
1	ÁLCOOL ISOPROPÍLICO -Desengraxante e solvente orgânico. Totalmente miscível em água. Alta velocidade de evaporação. Não causa reações na superfície. Recomendado na remoção final de gorduras de superfície de peça já pré-limpa e lixada. Recomendado também para a limpeza e remoção de gorduras de objetos utilizados no processo de colagem do extensômetro (pinças, tesouras, etc.), bem como de locais de trabalho (bancadas, etc.).	Frasco 30ml
2	CONDICIONADOR -Líquido volátil ligeiramente ácido. Recomendado para a remoção de pequenas oxidações superficiais, melhorando as condições de adesão do extensômetro.	Frasco 30ml
3	NEUTRALIZADOR -Líquido volátil ligeiramente básico, a ser usado em conjunto com o condicionador, para neutralizar a acidez introduzida pelo condicionador.	Frasco 30ml
4	FITA ADESIVA FK-1 -Auxiliar na manipulação, transferência e posicionamento dos extensômetros, quando da sua colagem. Própria para ser submetida às temperaturas de pressões das curas dos adesivos, sem apresentar alterações nem interferências, tanto no material da base da fita quanto no adesivo da fita. Não reage nem danifica o extensômetro. Fácil remoção após a cura do adesivo.	Rolo 12 mm x1m
5	PELÍCULA DE TEFLON -Colocada logo acima do extensômetro em processo de colagem, serve para isolar, do adesivo, o que não deve ser colado, quando o mesmo se espalha pela pressão exercida. Suporta, sem alteração, as temperaturas de cura dos adesivos.	Rolo de 5x20cm
6	FIO DE LIGAÇÃO -Fio condutor de cobre, isolado eletricamente, com o diâmetro de 34 AWG, para ligação do extensômetro ao material colável.	Carretel com 1 m
7	SOLUÇÃO DE LIMPEZA -Para a remoção, nos pontos de solda, dos resíduos do fluxo resinoso existente nos fios de solda, cuja presença proporciona fugas de corrente elétrica e instabilidade na leitura.	Frasco 10 ml
8	RESINA DE SILICONE RK -Líquido viscoso, que se polimeriza rapidamente, em contato com o ar, transformando-se numa camada de borracha silicone. Fácil aplicação, por pequeno pincel. Ótima proteção contra umidade. Boa Proteção mecânica. Recomendado para utilização em extensometria.	Kit A – 5 g
9	TERMINAIL COLÁVEL DE LIGAÇÃO –T-75	Envelope com 5 tiras

Anexo 2-Propriedades físicas e químicas da liga metálica.

Quadro I – Propriedades físicas e químicas da liga metálica utilizada (dados fornecidos pelo fabricante).

Liga	Lote Nº	Composição Química	Intervalo de Fusão (°C)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Peso Específico (g/cm³)
Starloy C DeguDent GmbH	510000218	Co - 59.4% Cr - 24.5% W - 10.0% Nb - 2.0% V - 2.0% Si - 1.0% Mo - 1.0% Fe - 1.0%	1270 1370	200	8.8