UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

ADRIANA DE CASTRO OLIVEIRA PEREIRA BRAGA

**Avaliação da tensão gerada em intermediários e região peri-
implantar simulada após aperto de parafusos para fixação de
infraestruturas confeccionadas por duas técnicas
CAD/CAM e convencional**

BAURU
2013

ADRIANA DE CASTRO OLIVEIRA PEREIRA BRAGA

Avaliação da tensão gerada em intermediários e região peri-implantar simulada após aperto de parafusos para fixação de infraestruturas confeccionadas por duas técnicas CAD/CAM e convencional

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

Versão corrigida

BAURU
2013

B73a Braga, Adriana de Castro Oliveira Pereira

Avaliação da tensão gerada em intermediários e região peri-implantar simulada após aperto de parafusos para fixação de infraestruturas confeccionadas por duas técnicas CAD/CAM e convencional / Adriana de Castro Oliveira Pereira Braga. Bauru, 2013.

136 p.: il.; 30 cm

Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

Nota: A versão original desta dissertação encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru - FOB/USP.

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

Assinatura:

Data

DEDICATÓRIA

*A **Deus**, meu pai e amigo, sem você jamais conquistaria mais um sonho. Sair de onde sempre estive, rodeada de muito amor, e ir para onde eu teria que aprender a seguir sozinha foi muito sofrido. A saudade doía. Foram mais de quatro anos em Bauru em que fui levando um dia de cada vez com a força que o senhor me proporcionou. Sei que sempre estive ao meu lado, me levantando quando caía, me fortalecendo quando enfraquecia e me fazendo acreditar que seria capaz de atingir meus objetivos. Ao senhor, dedico este trabalho e este título!*

*Aos meus pais, **Vânia e Eduardo**, que são as pessoas mais importantes da minha vida! Certa vez ouvi deles que Deus tinha feito de mim uma pessoa abençoada, com muitos dons. Talvez ele até tenha me dado alguns dons, mas eu jamais saberia usá-los se vocês não tivessem me ensinado! Se hoje, sou o que sou e faço o que faço é somente porque vocês foram os meus maiores exemplos de humanidade, perseverança, caráter e humildade. Serei eternamente grata a tudo o que vocês foram e são capazes de fazer por mim! Amo-os mais que tudo! A vocês, meus pais, dedico este trabalho, este título e minha vida!*

*Aos meus irmãos, **Rafaela e André**, pessoas de extrema bondade e inteligência. Sempre cuidaram de mim como uma filha. Apesar da distância, tê-los como irmãos me traz a certeza de que aconteça o que acontecer, eu jamais estarei sozinha! Amo-os e admiro-os demais! A vocês, também dedico este trabalho e este título!*

*A todos os meus **familiares**, pessoas admiráveis que sempre acreditaram no meu potencial e torceram pelas minhas conquistas. Em especial aos meus avós **Arina, Messias, Ana e Eduardo**, pessoas de espiritualidade ímpar e seres humanos diferenciados com os quais aprendi muito do que sei. Tenho muito orgulho de dizer que faço parte das famílias de Castro, Oliveira, Pereira e Braga. A todos vocês, dedico este trabalho!*

*Por fim, mas não menos especial, dedico este trabalho ao meu melhor amigo, **Jambinho**! Ele tem quatro pequenas patas e pouco mais de dois quilos, mas, para mim, é um gigante! Ele foi, sem dúvida, o melhor presente que Bauru me proporcionou. A você, meu anjinho sem asas, também dedico este trabalho!*

AGRADECIMENTOS

Ao professor **José Henrique Rubo** por toda paciência, carinho e pela oportunidade e confiança na realização deste trabalho. Sou muito grata!

Ao professor **Luiz Fernando Pegoraro** por ter compartilhado sua sabedoria. Sua franqueza e desejo incansável de ver o crescimento de seus alunos foram muito importantes para o meu amadurecimento profissional. Admiro demais o seu amor pela profissão.

Ao professor **Accácio do Valle** por ser, além de um professor, um grande amigo que sempre me recebeu de braços abertos com carinho e atenção.

A todos os professores que fizeram parte da minha trajetória em Bauru, em especial aos professores **Carlos Araújo, Paulo Conti, Vinícius Porto, Milton Salvador, Renato Ferreira, Renato de Freitas, Daniel Resende, Aline Siqueira e Ana Almeida**.

Aos meus colegas de doutorado por todo conhecimento acrescentado, em especial **Max Dória, Max Laurent e Carlos Eduardo Rezende** pelo auxílio nesta pesquisa.

Ao amigo **Vinicius Cappo Bianco** pela grande participação neste trabalho. A sua ajuda surgiu no momento mais difícil e tornou o trabalho cada vez mais fácil. Sem você não teria conseguido! Muito obrigada!

À amiga **Fernanda Piras** que, apesar do pouco tempo de convívio, confiou em mim e me deu a oportunidade de transmitir conhecimentos. Conte comigo sempre!

Aos meus colegas de turma pelos mais de dois anos de convívio, em especial **Denise, Karen, André, Vinícius e Yuri** por todos os momentos compartilhados. Tivemos dias bons e ruins, conversas sérias e de pura descontração, mas, independente do que passávamos, sempre recebi de vocês grandes demonstrações de amizade e isso eu jamais esquecerei. Torço demais pelo sucesso de cada um de vocês e desejo imensamente que, apesar da distância, a nossa amizade nunca acabe!

*À amiga **Aline** que, desde os tempos de colégio, teve muito carinho por mim e veio a ser um dos meus maiores pilares em Bauru. Obrigada por todas as nossas risadas, conversas e, sobretudo, pelo apoio e demonstrações de amizade verdadeira.*

*À amiga **Paula** por ter sido uma irmã durante os seus anos em Bauru. Chegamos aqui juntas, moramos praticamente juntas, dividimos lamentações e alegrias. Sua amizade foi um grande presente e te agradeço por sempre ter cuidado de mim.*

*A todos os funcionários desta faculdade, em especial **Cleusa, Hebe, Déborah, Cleide e Renato** por toda a disponibilidade e atenção dispensadas.*

*Ao **CNPq** e ao **Programa de apoio à Pós-Graduação (PROAP)** pelos investimentos e ao **departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual Paulista - campus Bauru** pelo fornecimento dos equipamentos e do espaço para a realização desta pesquisa.*

*Ao professor **Edson Antônio Capello Souza** pela orientação, auxílio e esclarecimentos acerca dos aspectos associados à engenharia que fizeram parte deste estudo.*

*Ao curso de odontologia da **Universidade Federal do Pará** que, apesar das dificuldades, foi a minha grande escola e onde tudo começou.*

*"De tudo ficam três coisas:
A certeza de que estamos sempre começando...
A certeza de que precisamos continuar...
A certeza de que seremos interrompidos antes de terminar...
Portanto, devemos:
Fazer da interrupção um caminho novo...
Da queda, um passo de dança...
Do medo, uma escada...
Do sonho, uma ponte...
Da procura, um encontro."*

Fernando Pessoa

RESUMO

A passividade tem sido descrita como um requisito importante para a longevidade de restaurações implanto-suportadas e, na busca incessante por materiais e técnicas que desempenhem um melhor resultado biomecânico para este tipo restauração, surgem os métodos baseados em desenho e manufatura auxiliados por computador, os chamados métodos CAD/CAM. Assim, o objetivo deste estudo foi comparar o desenvolvimento de tensão provocado pela fixação, por meio do aperto de parafusos, de infraestruturas confeccionadas por duas técnicas CAD/CAM e pela técnica convencional da cera perdida. Para a realização do experimento, foi confeccionado um modelo em poliuretano com dois implantes hexágono externo posicionados nas áreas dos dentes 43 e 45. A partir deste modelo, 12 infraestruturas de três elementos foram fabricadas e divididas em 3 grupos (n=4) de acordo com a técnica utilizada: (C) infraestruturas em Ni-Cr fundidas pela técnica convencional da cera perdida; (U) infraestruturas em zircônia confeccionadas pela técnica CAD/CAM de usinagem e (S) infraestruturas em Co-Cr confeccionadas pela técnica CAD/CAM de sinterização a laser. Durante o aperto dos parafusos para fixação das infraestruturas, as tensões geradas foram registradas por extensômetros unidos aos intermediários e material de osso simulado. De acordo com a técnica utilizada e considerando todos os diferentes locais avaliados, os valores médios de tensão variaram de: 14,28 $\mu\epsilon$ a 693,40 $\mu\epsilon$ para o Grupo C; 19,27 $\mu\epsilon$ a 930,92 $\mu\epsilon$ para o Grupo U e 5,37 $\mu\epsilon$ a 196,57 $\mu\epsilon$ para o Grupo S. Análise de variância a dois critérios para as variáveis técnica de confecção de infraestruturas e local de avaliação da tensão demonstrou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de tensão em relação à técnica utilizada. Por outro lado, os valores foram significativamente diferentes em relação aos diferentes locais analisados. Desta forma, este estudo concluiu que as duas técnicas CAD/CAM testadas não proporcionaram infraestruturas com passividade superior às obtidas convencionalmente e que todas as peças apresentaram certo grau de desadaptação e consequente falta de homogeneidade na distribuição de tensões pelo sistema.

Palavras-chave: Biomecânica. Ajuste de Prótese. Estresse Mecânico. Prótese Dentária Fixada por Implante. CAD-CAM.

ABSTRACT

Evaluation of strain generated in abutments and peri-implant simulated region after tightening screws on frameworks made by conventional and two CAD/CAM techniques

Passivity property has been described as an important requirement for the longevity of implant-supported restorations. Looking for materials and techniques that provide better biomechanical outcome for such restorations, methods based on design and computer aided manufacturing has emerged, the called CAD/CAM techniques. Therefore, the aim of this study was to compare the strain development during tightening screws on frameworks made from two CAD/CAM techniques and conventional lost wax technique. For the experiment, a polyurethane model with two external hexagon implants, placed at 43 and 45 teeth areas, was made. From this model, 12 three-unit frameworks were produced and divided into 3 groups (n = 4) according to the technique used: (C) Ni-Cr cast frameworks produced by lost wax conventional technique; (U) zirconia frameworks prepared by CAD/CAM milling technique and (S) Co-Cr frameworks prepared by CAD/CAM laser sintering technique. Generated strains, during tightening screws, were recorded by strain gauges attached to abutments and simulated bone material. According to the technique used, which considered, all different sites evaluated, mean strain values ranged from: 14,28 $\mu\epsilon$ to 693,40 $\mu\epsilon$ for Group C; 19,27 $\mu\epsilon$ to 930,92 $\mu\epsilon$ for Group U and 5,37 $\mu\epsilon$ to 196,57 $\mu\epsilon$ for Group S. Two way ANOVA performed for frameworks technique and strain sites demonstrated no statistically significant difference between strain values in relation to the technique used. On the other hand, values were statistically different for distinct sites analyzed. Furthermore, this study concluded that the two CAD/CAM techniques tested did not provide frameworks with better passivity than conventionally obtained ones and that all parts showed some degree of mismatch and consequent lack of homogeneity related to stresses distribution through the system.

Keywords: Biomechanics. Prosthesis Fitting. Mechanical Stress. Implant Supported Dental Prosthesis. CAD-CAM

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Componentes do sistema de implante que juntos formam uma unidade	36
Figura 2 -	Extensômetro	51
Figura 3 -	Extensômetro nas diferentes situações. (A) sem aplicação de força: resistência normal, (B) tensão-estiramento: aumento de resistência, (C) compressão-encurtamento: diminuição de resistência	51
Figura 4 -	Confecção do modelo experimental. <i>Esquerda</i> : manipulação do poliuretano; <i>centro</i> : matriz metálica; <i>direita</i> : implantes inseridos em poliuretano com distância de 14 mm de centro a centro	85
Figura 5 -	(A) Modelo mestre em poliuretano com pilares universais instalados; (B) Modelo de gesso tipo IV com análogos dos pilares universais; (C) Modelo de gesso simulando uma situação clínica	87
Figura 6 -	Jigs de escaneamento	88
Figura 7 -	Desenho da infraestrutura obtida através do sistema CAD. Detalhe para a região em vermelho correspondente à área de contato com os intermediários cujo desenho já estava contido na base de dados do software	88
Figura 8 -	Máquina de usinagem	89
Figura 9 -	Forno de sinterização	89
Figura 10 -	Infraestrutura usinada em zircônia. <i>Esquerda</i> - vista vestibular; <i>centro</i> - vista lingual; <i>direita</i> - vista oclusal	90
Figura 11 -	Máquina de sinterização a laser acoplada à administradora de gás	91
Figura 12 -	Camada de pó de metal fundida por feixes de laser	91
Figura 13 -	Infraestrutura em Co-Cr sinterizada a laser antes (acima) e após (abaixo) acabamento. <i>Esquerda</i> - vista vestibular; <i>centro</i> - vista lingual; <i>direita</i> - vista oclusal; <i>abaixo</i> - vista interna	91

Figura 14 -	Matriz de silicona confeccionada para padronização dos corpos de prova	92
Figura 15 -	Infraestrutura em Ni-Cr confeccionada convencionalmente pela técnica da cera perdida. <i>Esquerda</i> - vista vestibular; <i>centro</i> - vista lingual; <i>direita</i> - vista oclusal	93
Figura 16 -	Corpos de prova. <i>Esquerda</i> - grupo "U" usinados (Ua, Ub, Uc, Ud); <i>centro</i> - grupo "S" sinterizados (Sa, Sb, Sc, Sd); <i>direita</i> - grupo "C" convencionais (Ca, Cb, Cc, Cd)	93
Figura 17 -	Esquema de localização e denominação dos <i>strain gauges</i>	94
Figura 18 -	<i>Strain gauges</i> no circuito elétrico. <i>Esquerda</i> - <i>strain gauges</i> na superfície dos intermediários; <i>centro</i> - <i>strain gauges</i> na superfície do poliuretano; <i>direita</i> - <i>strain gauges</i> com terminações soldadas nas trilhas de chumbo	95
Figura 19 -	Placa de circuito elétrico pronta. Fios condutores soldados na extremidade da placa levam informações até placas de aquisição de dados	96
Figura 20 -	Esquema de condução de informações sobre tensão obtidas por <i>strain gauges</i> . (A) fios condutores dos <i>strain gauges</i> ; (B) solda entre terminais dos <i>strain gauges</i> e fios de condução elétrica; (C) fios condutores elétricos; (D) dispositivos de aquisição de dados; (E) chassis; (F) computador com software LabVIEW 8.1	96
Figura 21 -	Uso do aparelho controlador de torque. <i>Esquerda</i> - torque de 20 Ncm no intermediário; <i>centro</i> - torque de 10 Ncm nos parafusos de fixação; <i>direita</i> - aparelho controlador de torque	98
Gráfico 1 -	Médias absolutas dos valores de tensão obtidos para poliuretano e intermediários nos Implantes D - Distal e M - Mesial	104
Gráfico 2 -	Média de tensões sobre poliuretano e intermediários de acordo com a técnica de confecção das infraestruturas	105

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Valores dos intervalos da teoria mecanostática de Frost em diferentes unidades	42
Quadro 2 - Denominação e localização dos <i>strain gauges</i>	95
Tabela 1 - Média e desvio padrão dos valores de tensão detectados em poliuretano e intermediário do Implante D (elemento 45) de acordo com a técnica de confecção de infraestruturas	103
Tabela 2 - Média e desvio padrão dos valores de tensão detectados em poliuretano e intermediário do Implante M (elemento 43) de acordo com a técnica de confecção de infraestruturas	103
Tabela 3 - ANOVA a dois critérios para as variáveis técnica de confecção de infraestruturas e localização das medidas de tensão	106
Tabela 4 - Teste de Tukey para comparação entre as áreas avaliadas em intermediários	106
Tabela 5 - Teste de Tukey para comparação entre as faces avaliadas em poliuretano	106

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ΔL	variação de comprimento
$^{\circ}\text{C}$	grau Celsius
μ	Micro
$\mu\epsilon$	microstrain
μm	micrômetro
3D	três dimensões / tridimensional
Al	Alumínio
Au	ouro
CAD	<i>computer-aided design</i> / desenho auxiliado por computador
CAM	<i>computer-aided manufacture</i> / manufatura auxiliada por computador
cm	Centímetro
CNC	controle numérico por computador
Co	Cobalto
Cr	cromo
ϵ	<i>strain</i> / tensão
Fe	Ferro
ITI	<i>international team of implantology</i>
Kg	quilograma
kPa	Quilopascal
L	Comprimento final
L_0	comprimento inicial
M	Metro
mg	Miligrama
mm	Milímetro
mm^2	milímetro quadrado
mm^3	milímetro cúbico
Mn	Manganês
Mo	Molibdênio
MPa	Megapascal
N	Newton
Nb	Nióbio
Ncm	Newton centímetro
Ni	Níquel
Pd	Paládio
Pt	Platina
SG	<i>strain gauge</i>
Si	Silício
STL	Esteriolitografia
T	máxima tensão de cisalhamento
Ti	titânio
W	Tungstênio

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	29
2.	REVISÃO DE LITERATURA	35
2.1.	BIOMECÂNICA E O SISTEMA DE IMPLANTES	35
2.1.1.	QUANTO AO IMPLANTE	36
2.1.2.	QUANTO AO OSSO PERI-IMPLANTAR	40
2.1.3.	QUANTO À PRÓTESE	45
2.2.	MÉTODOS DE AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA	49
2.2.1.	EXTENSOMETRIA	49
2.3.	SISTEMAS DE CONFEÇÃO DE INFRAESTRUTURAS	54
2.3.1.	SISTEMA CONVENCIONAL	54
2.3.2.	SISTEMA CAD/CAM	60
2.3.2.1.	USINAGEM	63
2.3.2.2.	SINTERIZAÇÃO A LASER	72
3.	PROPOSIÇÃO	81
4.	MATERIAL E MÉTODOS	85
4.1.	MODELO EXPERIMENTAL	85
4.2.	CORPOS DE PROVA	86
4.2.1.	DUPLICAÇÃO DO MODELO EXPERIMENTAL	86
4.2.2.	CONFEÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	87
4.2.2.1.	POR MEIO DAS TÉCNICAS CAD/CAM	87
4.2.2.2.	POR MEIO DA TÉCNICA CONVENCIONAL DA CERA PERDIDA	92
4.2.3.	DIVISÃO DOS GRUPOS ESTUDADOS E DENOMINAÇÃO DOS CP	93
4.3.	COLAGEM DOS SG E CONFEÇÃO DO CIRCUITO ELÉTRICO	94
4.3.1.	MODO DE AÇÃO DOS <i>STRAIN GAUGES</i>	97
4.4.	REALIZAÇÃO DOS TESTES	97
4.5.	ANÁLISE ESTATÍSTICA	99
5.	RESULTADOS	103
6.	DISCUSSÃO	109
7.	CONCLUSÃO	121
	REFERÊNCIAS	125
	APÊNDICE	135

1. INTRODUÇÃO

É indiscutível que os implantes dentários são confiáveis, eficientes e têm demonstrado uma crescente taxa de sucesso ao longo dos anos. O aumento no número de suas aplicações clínicas tem levado a muitas investigações científicas que têm contribuído para a evolução dos sistemas de implantes e novos conceitos de tratamento, técnicas e materiais para a fabricação das próteses. Durante as últimas três décadas, a significância do aspecto biomecânico deste tipo de tratamento tem sido enfatizada e medidas de segurança têm sido sugeridas e aplicadas na tentativa de melhor controlar as cargas biomecânicas que incidem sobre os implantes osseointegrados.

Dentre os aspectos biomecânicos, a adaptação passiva é considerada um dos pré-requisitos mais importantes para a longevidade dos implantes dentários. É caracterizada pelo contato completo e simultâneo de toda a superfície interna de encaixe da prótese sobre o implante, de forma a promover uma adaptação livre de tensão (MONTEIRO et al. 2010). Na ausência de cargas externas, a infraestrutura de uma prótese deveria, teoricamente, induzir tensão igual a zero sobre os componentes do implante e tecido ósseo adjacente. Interfaces não passivas entre restaurações e implantes são consideradas como uma possível causa de complicações, variando desde fratura da porcelana, afrouxamento ou fratura do parafuso de fixação, fratura do parafuso do intermediário até o comprometimento da união osso-implante (SAHIN; ÇEHRELI. 2001).

É geralmente aceito que a necessidade de passividade na adaptação seja maior em restaurações suportadas por implantes do que em restaurações convencionais sobre dente. Isso ocorre devido à rígida fixação dos implantes ao osso em comparação com a ancoragem elástica dos dentes por meio do ligamento periodontal. A prótese é rigidamente fixa ao implante e o implante ao osso por osseointegração, por isso, este sistema funciona como uma peça única e reage a forças externas até atingir o limite de sua parte mais frágil (RANGERT; JEMT; JÖRNEUS, 1989).

Estudos preliminares verificaram que o desenvolvimento de tensão causado por próteses suportadas por implantes correspondia aos seus respectivos níveis de desadaptação, independentemente do tipo de retenção: parafusada ou cimentada. Assim, em todos os tipos de restaurações implanto-suportadas, são identificados dois modos de ação de forças sobre implantes dentários, cargas dinâmicas impostas pelas forças de mastigação e, cargas estáticas, causadas por imprecisões no processo de fabricação de infraestruturas (WATANABE et al., 2000).

Para próteses parafusadas, se uma desadaptação marginal entre infraestrutura e pilar for excessiva, uma carga será introduzida ao sistema. O que ocorre é que, durante o aperto do parafuso, uma distorção da infraestrutura é observada e, em alguns casos, a quantidade de desadaptação não detectada clinicamente é mascarada com o fechamento sutil de *gaps*. Neste momento, forças de tração, compressão e flexão podem carregar os implantes e, conseqüentemente, concentrar tensões no osso circunjacente (SMEDBERG et al., 1996). Com isso, os parafusos de fixação que deveriam funcionar apenas a manter, de forma firme, a prótese sobre o implante, passa a provocar uma carga no sistema que pode causar complicações principalmente após a aplicação contínua de cargas funcionais.

Na tentativa de amenizar o desenvolvimento de tensões sobre os implantes dentários, muitos estudos surgiram para investigar os fatores determinantes de imprecisões em infraestruturas implanto-suportadas. Como resultado, descobriu-se que infraestruturas sobre implantes com uma adaptação passiva verdadeira não podem ser obtidas por meio de técnicas convencionais de fundição (KARL et al., 2004). Isto ocorre, principalmente, porque materiais e métodos utilizados nesta técnica não são dimensionalmente precisos, fazendo com que cada passo do processo contribua para o nível de precisão da infraestrutura. Fases como impressão, confecção do modelo, enceramento, revestimento, fundição, aplicação da cerâmica e acabamento podem contribuir para a distorção de uma prótese.

Mesmo que haja dificuldade na obtenção de uma prótese sobre implante com adaptação passiva completa, o profissional deve tentar se utilizar de recursos tecnológicos para oferecer melhores condições para seus pacientes. Um nível aceitável de passividade, capaz de não causar problemas biológicos, estéticos e funcionais ao paciente, deve ser procurado (MONTEIRO et al., 2010). Assim, várias

abordagens têm sido propostas para aumentar a adaptação das infraestruturas sobre implantes. Em geral, elas podem ser divididas em duas categorias: a adição de passos para refinamento da adaptação ou a eliminação de etapas para a sua fabricação. A primeira categoria inclui seccionamento e soldagem, eletroerosão e/ou sobrefundição com cilindros pré-fabricados e a segunda corresponde às tecnologias desenho auxiliado por computador / manufatura auxiliada por computador (CAD/CAM) (ABDUO et al., 2011).

Nos últimos anos, uma variedade de sistemas CAD/CAM e materiais têm sido introduzidos na área odontológica. Alega-se que, além da estética ideal e do ótimo custo-benefício, uma vantagem das restaurações geradas por estes sistemas seria a adaptação passiva das infraestruturas. Dentre as técnicas que utilizam este sistema estão a usinagem e a sinterização a laser. A usinagem baseia-se na manufatura subtrativa em que um bloco de material sofre cortes mecânicos a fim de alcançar a geometria desejada, enquanto que a sinterização a laser caracteriza-se pelo processo de adesão de materiais para a confecção de objetos, sob a forma camada sobre camada, constituindo uma manufatura aditiva (VAN NOORT, 2012).

A adaptação de infraestruturas sobre implantes pode ser avaliada *in vitro* por medidas dimensionais ou técnicas como extensometria, fotoelasticidade e elemento finito. A vantagem do uso dessas últimas é a avaliação do efeito da desadaptação sobre a região peri-implantar, infraestruturas ou mesmo em componentes do implante. É amplamente aceito que a análise com extensômetros constitui-se como uma eficiente ferramenta para detectar as imprecisões ocultas de infraestruturas clinicamente aceitáveis. Eles registram as tensões sofridas por determinado objeto quando este é submetido à ação de uma força (GOIATO et al., 2009)

Dados quantitativos de estresse provocados pela fixação de restaurações implanto-suportadas, fabricadas através da técnica CAD/CAM, em comparação com estruturas fundidas convencionalmente ainda estão faltando. Além disso, até o momento, não há nenhum estudo avaliando a tensão gerada por infraestruturas parafusadas que foram sinterizadas a laser. Por isso, este estudo *in vitro* buscou comparar o desenvolvimento de tensão de infraestruturas implanto-suportadas de três elementos fabricadas convencionalmente pela técnica da cera perdida e por duas técnicas CAD/CAM (usinagem e sinterização a laser), utilizando *strain gauges*.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Biomecânica e o sistema de implantes

A biomecânica na área odontológica tem uma importância significativa no que diz respeito aos implantes dentários e próteses associadas. Sua influência direta sobre a longevidade deste tipo de tratamento reabilitador está no entendimento da atuação de forças sobre o complexo prótese-implante-osso e dos diversos fatores que as influenciam. Para Rangert, Jemt e Jörneus (1989), somente com conhecimento acerca do funcionamento deste sistema, que sobrecargas mecânicas serão evitadas e trabalhos cada vez mais promissores serão garantidos. Segundo Sahin e Çehreli (2001), durante as últimas três décadas, a significância do aspecto biomecânico do tratamento de implantes tem sido enfatizada e, cada vez mais, medidas de segurança têm sido sugeridas e aplicadas de modo a controlar a carga biomecânica que incide sobre implantes dentários. As complicações mais comuns em próteses parciais fixas implanto-suportadas que sobrecargas mecânicas podem provocar e suas respectivas médias de incidência, segundo Goodacre et al. (2003), são: fratura do material de revestimento da prótese (22% resina; 14% porcelana), afrouxamento (7%) e fratura (4%) de parafusos da prótese, afrouxamento (6%) e fratura (2%) de parafusos do intermediário, fratura da infraestrutura (3%), fratura do implante (1%), perda do implante (6%) e perda óssea marginal. (HSU et al., 2012). Para Chee e Jivraj (2007), falhas biomecânicas podem ser evitadas com um planejamento adequado de tratamento, uma boa compreensão da mecânica das junções aparafusadas e conhecimento acerca do sistema de implante utilizado. Primeiramente, para se entender como atuam as forças sobre o sistema de implantes, deve-se considerar que prótese, implante e osso constituem uma peça única devido à rígida conexão entre si (SKALAK, 1983) (Figura 1) e que dois tipos de forças podem atuar nesta unidade: forças de tensão que tendem a separar a unidade de ancoragem, portanto, as de maior preocupação no que diz respeito a uma falha mecânica e forças de compressão, que pressionam os componentes do sistema e normalmente não determinam quaisquer problemas mecânicos na ancoragem da unidade (RANGERT; JEMT; JÖRNEUS, 1989).

Figura 1 - Componentes do sistema de implante que juntos formam uma unidade. Fonte: Adaptado de VANEGAS; LANDINEZ; GARZON-ALVARADO, 2009.

2.1.1. Quanto ao implante

McGlumphy, Mendel e Holloway (1998) definiram junta de parafuso como duas partes aproximadas por meio de um parafuso. Em um sistema de implantes parafusado, assim como entre prótese e intermediário, a união entre intermediário e implante dá-se por meio de um parafuso. Um parafuso é apertado pela aplicação de um torque que desenvolve uma força em seu interior, a chamada pré-carga. Quando um parafuso é apertado, ele sofre um alongamento que produz uma tensão. A recuperação elástica deste parafuso promove a junção de duas peças, criando uma força de aperto. Qualquer carga de tensão externa que seja maior que essa pré-carga, provocará um aumento de tensão no parafuso e uma diminuição na força de compressão dos cilindros ocorrerá. Para que esta função seja favorável, a pré-carga deve ser mantida de modo que a junção não se abra, uma vez que a abertura da junta do parafuso, ou o seu afrouxamento, é a causa principal da fratura do mesmo (RANGERT; JEMT; JÖRNEUS, 1989). Segundo Lay, May e Wang (1999), forças excessivas causam um deslizamento entre as roscas do parafuso e as contidas no orifício ao qual está inserido, resultando em perda de pré-carga. Entre as causas de forças intraorais capazes de provocar afastamento, pode-se incluir; contatos oclusais não axiais, movimentos excursivos, contatos interproximais entre dentes naturais e próteses sobre implantes, forças parafuncionais e infraestruturas não passivas. Uma

vez que forças externas excedam a pré-carga de um parafuso, a junção unida por ele ficará instável, resultando em vibração e micromovimentos que agravarão o afrouxamento. Quando dois ou mais implantes são colocados ao longo de uma linha reta e sobre eles existe uma prótese, um conjunto de forças é distribuído a todo o sistema, desde que a prótese seja suficientemente rígida. Em virtude disso, um ajuste perfeito a todos os pilares e uma grande rigidez da infraestrutura são fatores necessários para que as forças sejam distribuídas uniformemente. Estes dois requisitos baseiam-se no seguinte: Quando o encaixe entre implante e prótese não é preciso, alguns dos componentes de ancoragem vão receber a parte principal da carga, enquanto que outros não receberão quase nada. Além disso, se uma rigidez suficiente não é conseguida, a unidade de ancoragem mais próxima da carga irá assumir a maior parte da força (RANGERT; JEMT; JÖRNEUS, 1989). Os componentes do sistema de implantes são concebidos de modo que o ponto mais fraco será o parafuso de fixação. Se uma fratura ocorrer, deve ser de preferência neste parafuso, uma vez que é o componente mais fácil de recuperar. A causa mais comum de fraturas de parafuso deve-se ao seu afrouxamento. Se uma fratura ocorrer, apesar de bem apertados, isso pode indicar precisão insuficiente da infraestrutura. Agora, se o parafuso de fixação fraturar, embora a prótese esteja perfeitamente adaptada e o parafuso bem apertado, o sistema provavelmente está sobrecarregado (RANGERT; JEMT; JÖRNEUS, 1989). Com isso, pode-se perceber que, para que a função desejada do parafuso de fixação seja bem sucedida, devem ser satisfeitas as seguintes condições: uma pré-carga ótima deve ser alcançada e um encaixe preciso entre cilindro e pilar deve ser obtido. Em contrapartida, é importante destacar que a tensão sobre o parafuso é uma carga a ser considerada crítica quanto aos riscos de sobrecarga. Este estresse pode ser induzido por uma carga de força de tensão direta ou a partir de um momento de flexão. Para permitir, portanto, que a unidade absorva essas cargas com sucesso, volta-se a considerar que as condições de pré-carga devem ser ótimas e uma precisão de encaixe da prótese sobre o implante deve ser alcançada (RANGERT; JEMT; JÖRNEUS, 1989). A pré-carga citada até o momento, caracterizada pelo alongamento do parafuso, foi considerada por Smedberg et al. (1996) como a pré-carga interna, uma força axial. Para os autores, ela é idealmente alcançada se o contato entre os componentes do sistema de implantes se apresenta favorável. Por outro lado, quando uma prótese demonstra certo grau de desajuste sobre o implante, uma distorção da restauração

ocorrerá quando do aperto do parafuso e uma carga adicional, referida pelos autores como a pré-carga externa, é introduzida ao sistema. Esta força adicional é desenvolvida uma vez que, na ausência do ligamento periodontal e, diferentemente do que ocorre nos dentes naturais, uma acomodação da desadaptação da prótese não é possível. Este componente externo da pré-carga é que pode resultar em forças axiais e momentos de flexão sobre implantes, atuando como uma permanente carga estática sobre os mesmos (DUYCK et al., 2001). Segundo Karl et al. (2008a), existem dois modos de ação de forças sobre restaurações implanto-suportadas, cargas dinâmicas impostas pelas forças de mastigação e cargas estáticas causadas por imprecisões no processo de fabricação de infraestruturas.

Duyck et al. (2001) realizaram um trabalho cujo objetivo foi avaliar *in vivo* a influência da sequência do aperto de parafusos, durante a fixação de próteses fixas totais, na pré-carga final do sistema. Foram selecionados 13 pacientes para serem submetidos à análise durante a fixação de suas próteses sobre todos os cinco ou seis implantes, havendo uma repetição sobre quatro e três implantes. Após aperto dos parafusos de fixação com um torque de 10 Ncm, foram registradas as condições de pré-carga. As médias de forças axiais e momentos de flexão foram, respectivamente: 5 ou 6 implantes - 323 N (43 N) e 21 Ncm (3 Ncm); 4 implantes - 346 N (59 N) e 21 Ncm (2 Ncm); 3 implantes - 307 N (60 N) e 23 Ncm (5 Ncm). Além disso, a pré-carga também foi registrada após a fixação de um cilindro de ouro maquinado, como fornecido pelo fabricante, em cada um dos implantes de apoio, representando a situação de adaptação perfeita. As médias foram: 5 ou 6 implantes- 426 N (36 N) e 8 Ncm (1 Ncm); 4 implantes- 405 N (40 N) e 8 Ncm (1 Ncm); 3 implantes- 413 N (46 N) e 8 cm (1 Ncm). As forças axiais induzidas, após aperto dos parafusos, foram significativamente inferiores após fixação dos cilindros protéticos. Por outro lado, os momentos de flexão foram significativamente superiores. Com isso, os autores concluíram que a sequência de aplicação do torque não influenciou na pré-carga final; a falta de adaptação promoveu uma alteração nas condições de pré-carga e que, apesar da presença de uma tensão externa pelas desadaptações, nenhum problema clínico relevante pôde ser observado.

Para se atingir a pré-carga ideal e, assim, evitar afrouxamento e fratura de parafusos, Winkler et al. (2003) sugeriram que os estes devem ser reapertados 10 minutos após o primeiro torque para se compensar o efeito de assentamento da

prótese sobre o implante. Para os autores, por mais que a superfície das unidades que compõem o sistema de implantes passe por acabamentos, microrrugosidades ainda persistem e, elas entrando em contato entre si, impedem a união total da área das superfícies. Aguardando-se, portanto, um curto período de tempo após o primeiro torque, as duas superfícies rugosas que, neste tempo foram submetidas a forças externas, sofrem um desgaste e, após um segundo torque, apresentarão uma maior área de contato entre si. Portanto, para os autores, a rugosidade das superfícies de contato também constitui um fator que interfere na pré-carga de parafusos de fixação.

Alkan, Sertgöz e Ekici (2004) realizaram um estudo cujo objetivo foi investigar a distribuição de estresse em parafusos de implantes dentários após pré-carga e simulação de forças oclusais em três diferentes sistemas de conexão implante-intermediário. Os três sistemas simulados em modelos de elemento finito 3D, foram: Bränemark hexágono externo com intermediário para prótese parafusada; ITI cone morse com intermediário para prótese cimentada e ITI cone morse com intermediário para prótese parafusada. Os torques aplicados foram de acordo com os fabricantes e cargas oclusais de 10N (horizontal), 35 N (vertical) e 70 N (oblíqua) foram simuladas. Após o torque dos parafusos, a quantidade de tensão observada para os parafusos (A- parafuso intermediário/B- parafuso prótese) de cada grupo foi: Bränemark A-70,2 MPa/ B-129 MPa; ITI cimentado A-63,1 MPa; ITI parafusado A-103 MPa / B-33,9 MPa. Diante de forças horizontais, intermediários e parafusos de todos os sistemas apresentaram aumento de estresse. Para cargas verticais e oblíquas, os resultados apresentaram variações, ora aumentado, ora diminuindo para cada componente. Apesar de, em alguns casos, o aumento de tensão nos parafusos ter ocorrido, nenhum deles alcançou valores prejudiciais aos componentes.

Guda e colaboradores (2008) publicaram um trabalho em que analisaram: propriedades de materiais, interações de superfície e torque aplicado em um sistema de implante para determinação da probabilidade de obtenção de valores de pré-carga desejados e identificação das variáveis que a afetam. Utilizando programas de software, um parafuso de intermediário foi submetido a um torque e a pré-carga foi determinada a partir da análise de elemento finito. O modelo de elemento finito apresentava-se integrado a um software de análise probabilística. Uma nítida diferença foi observada entre as distribuições de probabilidade da pré-carga gerada

em um ambiente seco ($347 \pm 61,9$ N) e em um ambiente lubrificado ($616 \pm 92,2$ N). Quando os valores de pré-carga foram médios e baixos, houve influência do torque aplicado e coeficiente de atrito entre roscas e, quando os valores foram altos, o torque aplicado e o módulo de elasticidade do parafuso influenciaram no resultado. Como conclusão, os autores consideraram que a lubrificação das superfícies rosqueadas afeta a pré-carga desenvolvida no complexo do implante, o que pode ser melhorado através da aplicação de um torque mais elevado. Também sugeriram o uso de materiais com maior módulo de elasticidade para a fabricação dos parafusos de intermediários de modo que alcancem uma pré-carga mais elevada.

Buscando conhecimento acerca do efeito de cargas estáticas e dinâmicas sobre a cobertura cerâmica de próteses parciais fixas implanto-suportadas, Karl e colaboradores (2008a) utilizaram próteses fixas de três elementos que receberam carga estática (35 Ncm - parafuso intermediário/ 20 Ncm - parafuso prótese) e dinâmica (20.000 ciclos, 100 N). O método fluorescente penetrante foi aplicado para a detecção de microfissuras cervicais e oclusais nos pilares e lascas na porcelana também foram observadas. Ambos os tipos de carga levaram a um aumento no número de microfissuras e frequência de fraturas em lascas. Porém, as próteses parafusadas fundidas numa só peça revelaram, significativamente, um menor número de microfissuras que as restaurações cimentadas. Cargas estáticas decorrentes de próteses não passivas podem, portanto, danificar a camada de cerâmica de restaurações implanto-suportadas.

2.1.2. Quanto ao osso peri-implantar

Geralmente, a pré-carga é a primeira resposta a uma força (torque) aplicada ao sistema de implante. Assim, somente após a compreensão exata da sua dinâmica que é possível entender, corretamente, as respostas tensão-deformação do complexo que envolve implante e osso (WANG et al., 2009). Um dos primeiros trabalhos sobre biomecânica em implantes dentários foi o de Skalak (1983) que analisou a distribuição de tensão e os mecanismos de transferência de carga em implantes e osso. De acordo com o autor, a proximidade entre implante e osso é a característica fundamental para a transmissão de forças uma vez que, sem

nenhuma camada fibrosa como intermediária, permite o funcionamento de ambos como uma unidade. Por isso, sob qualquer carregamento, todas as partes da interface osso-implante podem ser afetadas. Sendo assim, um dos aspectos críticos para o sucesso ou fracasso dos implantes dentários está na maneira com que essas forças são transmitidas. Segundo Duyck et al. (1997), qualquer implante oral pode ser exposto a forças e momentos de força que possam exceder os seus gradientes de tensão, fazendo com que as mesmas sejam transferidas para o osso. Por outro lado, se uma grande quantidade de energia for absorvida pelo implante, haverá uma grande redução na tensão a ser distribuída.

Com o objetivo de mensurar a resposta do osso (grau de osseointegração e volume ósseo) ao redor de implantes (3 mm anterior e posterior) que davam suporte para próteses com diferentes níveis de adaptação, Carr, Gerard e Larsen (1996) colocaram implantes em mandíbulas de babuínos e realizaram testes após a conexão das próteses sem a presença de cargas oclusais. As próteses parafusadas exibiram distorções lineares de 38 microns (próteses adaptadas) e 345 microns (próteses desadaptadas) e eram suportadas por dois implantes. Análises radiográficas e histomorfométricas foram coletadas 24 horas, 48 horas, 1, 2, 3 e 4 semanas após a conexão das próteses sobre os implantes. Os resultados não mostraram diferença entre os dois grupos estudados e sugeriram respostas opostas ao que se é esperado clinicamente. Para as situações testadas, nenhuma resposta negativa foi observada.

Buscando estudar a resposta do tecido ósseo ao redor de implantes, Jemt, Lekholm e Johansson (2000) fixaram restaurações com má adaptação, através de diferentes quantidades de pré-carga, sobre implantes colocados em tíbias de coelhos. Os parafusos dos intermediários foram apertados com torques que variaram de 15 a 26 Ncm. Após um período de 2 a 3 semanas, os animais foram sacrificados e as medições histomorfométricas foram realizadas e correlacionadas com os diferentes níveis de pré-carga. Menor contato osso-metal foi encontrado no grupo de restaurações com baixa pré-carga. No entanto, a mesma relação não foi observada no grupo de alta pré-carga. Observou-se uma correlação significativa entre o aumento do grau de pré-carga no parafuso e aumento do contato entre osso e metal. O estudo demonstrou, portanto, que os níveis de estresse causados por desajuste de magnitudes clínicas parecem não comprometer a osseointegração per

se. Pelo contrário, os níveis clínicos de pré-carga, ao contrário de estresse, parecem promover significativamente a remodelação óssea na ponta da rosca do implante.

Segundo Frost (2003), em uma atualização de sua teoria mecanostática, cargas capazes de provocar tensões ósseas geram sinais que algumas células podem detectar para que elas próprias ou outras células possam responder. Intervalos para estes sinais, geneticamente determinados, impõem limites que ajudam a controlar modelação e remodelação. De acordo com o autor, estes intervalos podem ser divididos em: 1 - Intervalo de tensão limiar de desuso (50 a $100 \mu\epsilon$); 2 - Intervalo de tensão limiar de modelagem (1000 a $1500 \mu\epsilon$); 3 - Intervalo de tensão limiar de operação ($3000 \mu\epsilon$). A partir destes intervalos, o autor considerou que abaixo de $50 \mu\epsilon$ (janela de desuso) há aumento da remodelação com maior reabsorção que formação óssea; entre $50 \mu\epsilon$ e $1500 \mu\epsilon$ (janela fisiológica) ocorre um equilíbrio entre formação e reabsorção óssea; acima de $1500 \mu\epsilon$ (janela de sobreuso) a remodelação óssea pode ser esperada, ainda havendo recuperação do osso que pode até vir a ser fortalecido; acima de $3000 \mu\epsilon$ não há mais recuperação óssea, havendo reabsorção. Assim, Frost proporcionou informações importantes para uma série de estudos uma vez que, a partir da divulgação da sua hipótese, e, de acordo com a quantidade de carga recebida pelo osso, pôde-se inferir qual a possível consequência na estrutura óssea. Na tabela a seguir (Tabela 1), estão demonstrados os intervalos correspondentes à hipótese do autor e suas respectivas unidades equivalentes.

Quadro 1 - Valores dos intervalos da teoria mecanostática de Frost em diferentes unidades.

Microstrain	Megapascal	Carga por unidade
$50 - 100 \mu\epsilon$	$\sim 1-2 \text{ MPa}$	$\sim 0.1 \text{ kg/mm}^2$
$1000 - 1500 \mu\epsilon$	$\sim 20 \text{ MPa}$	$\sim 2 \text{ kg / mm}^2$
$\sim 3000 \mu\epsilon$	$\sim 60 \text{ MPa}$	$\sim 6 \text{ kg / mm}^2$

Fonte: Adaptado de FROST, 2003.

Um ano depois, Frost (2004) escreveu um artigo com o objetivo de criar um resumo atualizado da fisiologia óssea para clínicos e suas aplicações específicas para cada área. Suas fontes incluíram, em parte, ramos da ortopedia, medicina, pediatria e odontologia. Na área odontológica, Frost citou problemas relacionados com os implantes dentários. Para o autor, a fisiologia óssea atualizada sugere que o comportamento de cargas sobre o osso de suporte deve manter picos de tensão

inferiores ao limiar de dano por fadiga. Pode permitir, porém, que algumas tensões ultrapassem o intervalo por desuso e, talvez, excedam o intervalo de tensão para modelação também. Segundo o autor, tensões pertencentes à janela de sobrecarga leve (entre limiares de modelação e operacional) podem promover uma modelagem que fortaleça o osso de suporte. Por outro lado, quando algo faz com que um pico de tensão exceda o limiar operacional, um acúmulo de danos ósseos pode ocorrer, levando a fraturas não traumáticas por estresse.

Com o objetivo de criar um modelo de elemento finito, fornecendo os elementos fundamentais para o estudo da dinâmica de carregamento de implantes dentários antes de qualquer carga externa, Wang et al. (2009) promoveram um torque de 32 Ncm e analisaram parafuso do intermediário, intermediário, implante e osso marginal. Durante a sequência de aperto, o parafuso foi alongado 13,3 μm . Uma força de compressão de 554 N na interface pilar / implante e uma pré-carga de 522 N foram determinados. Os valores de tensão foram 248 MPa no pilar, 765 MPa na parte superior do parafuso, 694 MPa na parte inferior, 1365 MPa na rosca superior, e 21 MPa no osso. Portanto, durante o momento de aplicação do torque, a cada alongamento de 1,0 μm do parafuso, um aumento de 47,9 N de pré-carga foi encontrado no complexo do implante.

No estudo de Karl et al. (2009a), repetidas medições de tensão *in vivo* foram realizadas para avaliar mudanças no processo de remodelação decorrentes de tensões geradas por desajuste. Ambos os valores de tensão máxima (445 $\mu\text{m}/\text{m}$) e mínima (383 $\mu\text{m}/\text{m}$) encontrados por este estudo foram, no trabalho de Winter, Taylor e Karl (2011), simulados em um modelo 3D de elemento finito. Os desajustes horizontais necessários para a simulação dos valores de deformação foram introduzidos e as tensões resultantes sobre restauração e osso foram quantificadas. Além disso, diferentes estágios de osseointegração foram modelados por alterações no módulo de elasticidade do osso imediatamente circunjacente aos implantes. Para a simulação do valor máximo de tensão, um desajuste de 83,3 μm teve de ser introduzido, ao passo que o valor mínimo de tensão pôde ser simulado por meio de um desajuste de 71,5 μm . O máximo desajuste provocou uma tensão de 105 MPa no osso cortical e 5,3 MPa no osso trabecular enquanto que, o desajuste mínimo, determinou uma tensão de 90 MPa no osso cortical e 4,6 MPa no osso trabecular. A diferença entre o máximo e o mínimo desajuste foi de cerca de 12 μm e levou a uma

redução nos níveis de tensão máxima de 15 MPa no osso cortical e 0,7 MPa no osso trabecular. Concluiu-se, portanto, que a adaptação do osso pode levar ao deslocamento do implante em micrometros, o que sugere que a fixação precoce de infraestruturas não passivas pode levar a uma maior passividade do ajuste.

Também por meio da análise de elemento finito 3D, Assunção et al. (2011) avaliaram o efeito de desajustes em próteses fixas implanto-suportadas de três elementos sobre a resposta biomecânica do osso peri-implantar, implantes, e componentes protéticos. Para isso, foram confeccionados quatro modelos da região mandibular direita com implantes nas áreas de segundo pré-molar e segundo molar. Os implantes foram esplintados por próteses implanto-suportadas que diferiam de acordo com o tipo de desajuste. Quatro modelos foram estudados: Controle - prótese com ajuste completo aos implantes; UAM - prótese com desajuste angular unilateral de 100 μm na região mesial do segundo molar; UVM - prótese com desajuste vertical unilateral de 100 μm na região mesial do segundo molar e TVM - prótese com desajuste vertical total de 100 μm na plataforma da infraestrutura do segundo molar. Cargas verticais de 150 N e 100 N foram aplicadas a cada molar e pré-molar, respectivamente. Os valores de tensão e a distribuição no tecido ósseo peri-implantar foram semelhantes (<50 MPa) para todos os grupos e considerados pelos autores como modestos. Os modelos com desajuste apresentaram diferentes padrões de distribuição e um aumento de estresse em comparação com o grupo controle. Valores mais elevados de estresse foram observados no corpo do implante e no parafuso de retenção para o grupo UAM e na plataforma da infraestrutura e no hexágono do implante para os grupos UVM e TVM. Portanto, cada tipo de desajuste determinou um aumento de tensão em diferentes regiões do sistema.

Através da análise de elemento finito, Khraisat (2012) estudou qual a influência da pré-carga do parafuso do intermediário sobre a área cervical do implante e osso marginal na ausência de cargas externas. Um modelo contendo implante, intermediário e parafuso de intermediário, todos em titânio, foi construído e posicionado através de um software de desenho em computador (CAD) e engrenagens, carga e interações foram executadas. A única carga aplicada no modelo foi o torque de 32 Ncm. Após o aperto do parafuso do intermediário, o colar cervical do implante sofreu uma deformação de 3 μm , o que resultou em um estresse de 60 MPa no osso marginal.

2.1.3. Quanto à prótese

Uma prótese com adaptação passiva foi defendida pela primeira vez por Brånemark e colaboradores (1977) para responder às preocupações em torno da qualidade de ancoragem osso-implante. Segundo os autores, um implante osseointegrado tem um movimento extremamente limitado - dentro de um intervalo de 10 μm - ao passo que um dente natural pode mover-se em 100 μm no seu ligamento periodontal. Esta falta de flexibilidade na interface osso-implante significa que forças de tensão, compressão ou flexão, introduzidas pela má adaptação e ausência de assentamento passivo no encaixe de uma prótese sobre implante, podem resultar em falhas do sistema. Passividade ou assentamento passivo é caracterizado pelo contato circunferencial simultâneo de toda a superfície de encaixe da prótese sobre o implante (MONTEIRO et al., 2010). Para Sahin e Çehreli (2001), o assentamento passivo é assumido como sendo um dos pré-requisitos mais importantes para a manutenção da interface osso-implante. Consideraram ainda, que, para proporcionar uma adaptação passiva ou uma prótese livre de tensão, a infraestrutura deveria, teoricamente, induzir tensão igual a zero sobre componentes de implante e seu entorno ósseo, na ausência de cargas externas. Para próteses aparafusadas, se o *gap* marginal entre infraestruturas e pilares for excessivo, pré-cargas externas serão introduzidas nos intermediários e parafusos de fixação, causando afrouxamento ou fratura. O afrouxamento do parafuso de fixação é atribuído ao torque contrário insuficiente (tensão na haste do parafuso) para a curvatura de uma infraestrutura mal adaptada. Como consequência, um braço de alavanca é criado e, inevitavelmente, há uma sobrecarga de todos os componentes do implante vizinho. Se isso não ocorrer, o estresse incorporado pode causar fratura da infraestrutura, a menos que seja confeccionada com um volume adequado. Nesta situação, tensões são transferidas para o intermediário e o implante, o que pode provocar complicações em relação ao parafuso do pilar e comprometimento da interface osso-implante. Portanto, uma distorção pode ocorrer tanto na infraestrutura como em intermediário e implante (SAHIN; ÇEHRELI, 2001). De acordo com Karl e Taylor (2011), apesar da utilização de técnicas altamente sofisticadas, que, de fato, aumentam a precisão da adaptação, a maioria dos autores ainda relatam um desajuste leve de infraestruturas sobre intermediários de implante. Monteiro et al. (2010) consideram que mesmo que haja dificuldade na obtenção de uma prótese

sobre implante com passividade completa, o profissional deve se utilizar de recursos tecnológicos para oferecer melhores condições para seus pacientes. Como uma adaptação totalmente passiva pode ser impossível de se alcançar, o objetivo, portanto, deve ser proporcionar um nível mínimo de distorção através da combinação dos melhores materiais e métodos clínicos e laboratoriais disponíveis quando da fabricação de infraestruturas sobre implantes (WINTER et al., 2011; ABDUO et al., 2012). Apesar de muito se falar em passividade, ainda não existem diretrizes cientificamente bem estabelecidas para a quantidade de desajuste tolerada pelo complexo do implante, além disso, os procedimentos clínicos comumente seguidos para avaliação de adaptação de infraestruturas são empíricos e se baseiam em métodos visuais e táteis que, segundo Tan et al. (2008), são capazes de detectar apenas níveis grosseiros de desajuste. Por isso, a avaliação da passividade de infraestruturas sobre implantes dá-se, prioritariamente, por meio de métodos de avaliação laboratoriais de complicado acesso para os clínicos.

O objetivo do estudo de Kunavisarut et al. (2002) foi utilizar a análise de elementos finitos para investigar o efeito do desajuste de próteses, presença de cantilever e várias forças oclusais na distribuição de tensões em próteses, componentes de implantes e osso circunjacente. Para isso, dois modelos tridimensionais de elementos finitos foram construídos: (1) prótese parcial fixa de dois elementos suportada por dois implantes e (2) prótese parcial fixa com dois elementos suportados por dois implantes e um cantilever distal. Variações em ambos os modelos foram feitas com a colocação de um *gap* de 111 µm entre os cilindros da prótese e os implantes mesial ou distal. Os efeitos de uma carga de 100 N foram testados em todos os modelos e cargas de 50 N, 200 N e 300 N foram avaliadas no modelo com cantilever. Quando o *gap* encontrava-se perto da força aplicada, a tensão nos modelos aumentava significativamente nos componentes do implante e no osso circundante. O aumento das tensões em cada componente variou entre 8% e 64% nos modelos sem cantilever e 43% a 85% nos modelos com cantilever. A maior tensão foi encontrada no parafuso de fixação distal. Com isso, os autores concluíram que desajustes nas próteses influenciaram o padrão e a magnitude da distribuição de tensões nos componentes de implantes, próteses, e osso circunjacente.

Duyck e Naert (2002), estudando a pré-carga após apertamento de parafuso, avaliaram a eficiência de uma técnica que combina parafusos e cimentação, conhecida por compensar desajustes de próteses implanto-suportadas através do preenchimento de *gaps*. Próteses parafusadas de três elementos foram confeccionadas sobre pilares cilíndricos e pilares cônicos. Outras duas próteses foram confeccionadas da mesma forma, porém utilizando o sistema com cimentação. A pré-carga foi medida em diferentes situações de ajuste e desajuste, com e sem a utilização do sistema de cimentação e seu componente externo foi utilizado como indicador da qualidade de ajuste das próteses. Como resultado, forças axiais foram menores e os momentos de flexão foram maiores em casos de desadaptação em comparação com a situação de encaixe perfeito. De forma geral, o sistema de cimentação não diminuiu a pré-carga externa registrada. Com isso, os autores concluíram que, apesar da compensação do desajuste visual, o sistema de cimentação não foi eficaz na redução da pré-carga externa em implantes de suporte.

Gomes e colaboradores (2009) investigaram o efeito de diferentes níveis de desajuste angular unilateral de uma prótese unitária sobre a própria restauração, implante, parafuso de fixação e osso por meio da análise de elementos finitos. Quatro modelos de elementos finitos bidimensionais foram construídos, correspondendo aos diferentes grupos: grupo 1 (controle) - prótese bem encaixada ao implante; grupos de 2 a 4 - próteses com desajuste angular unilateral de 50, 100 e 200 μm , respectivamente. Uma carga de 133 N foi aplicada com uma angulação de 30 graus e 2 mm fora do longo eixo do implante, no sentido oposto aos desajustes. Com o aumento do desajuste angular, os mapas de estresse mostraram um aumento gradual de tensão sobre a prótese e uniformidade de estresse em implante e osso trabecular. Quanto ao deslocamento, os autores observaram uma inclinação de todo o sistema devido à carga e ao desajuste. A diminuição do contato unilateral entre implante e prótese levou ao deslocamento de todo o sistema e a alterações na distribuição e magnitude de tensão.

No ano seguinte, Gomes et al. (2010) realizaram um estudo semelhante avaliando o efeito da desadaptação angular unilateral de 100 μm sobre a distribuição de estresse em coroas unitárias implanto-suportadas com recobrimento cerâmico e infraestrutura de ouro através da análise de elementos finitos tridimensionais. Dois modelos representando a região maxilar de um pré-molar foram construídos: grupo 1

(controle) - coroa completamente adaptada ao implante e grupo 2 - coroa com desajuste angular unilateral de 100 μm . Uma força vertical de 100 N foi aplicada em dois pontos centrais da coroa. Os valores de tensão e de distribuição nos principais mapas (204,4 MPa para o grupo 1 e 205,0 MPa para o grupo 2) e nas demais estruturas (recobrimento estético, infraestrutura, parafuso de retenção, implante e tecido ósseo) foram semelhantes para os dois grupos. Considerando-se o tecido ósseo, os maiores valores de tensão foram exibidos no osso cortical peri-implantar. Portanto, o desajuste angular unilateral de 100 μm não influenciou na distribuição de tensões sobre próteses implanto-suportadas.

O objetivo do estudo de Abreu et al. (2010) foi avaliar o efeito de diferentes materiais na distribuição de tensões causadas por infraestruturas, desadaptadas verticalmente, sobre implantes em um sistema de overdenture com retenção por barra. Para o estudo, um modelo 3D de elemento finito foi criado, incluindo dois implantes de titânio e uma infraestrutura em barra localizada na parte anterior de uma mandíbula severamente reabsorvida. Por meio de um software de simulação mecânica, foi aplicado um deslocamento para simular o torque do parafuso limitado por um desajuste vertical de 100 microns. Quatro materiais de barras (liga de ouro, liga de prata-paládio, titânio comercialmente puro e liga de cobalto-cromo) foram simulados para a análise. Os modelos mostraram concentração de tensões no osso cortical (cervical do implante) e em osso esponjoso (apical do implante), no entanto, pequenas alterações de tensão foram encontradas para cada tipo de material analisado. Na infraestrutura da barra, parafuso e implante, um aumento considerável de tensão foi observado quando o módulo de elasticidade do material foi aumentado. Assim, os diferentes materiais da barra de retenção não representaram uma influência considerável sobre os níveis de tensão no tecido ósseo peri-implantar, mas os componentes mecânicos do sistema foram sensíveis à rigidez do material.

Spazzin et al. (2011) investigaram os efeitos de diferentes níveis de desajuste vertical entre implante e infraestrutura na distribuição de tensões estáticas em um sistema de retenção em barra para overdenture. Um modelo de elemento finito 3D foi criado, incluindo dois implantes de titânio e uma infraestrutura em barra localizada na região anterior de uma mandíbula severamente reabsorvida. Deslocamentos foram aplicados, através de um software de simulação mecânica, sobre uma das extremidades da barra, para simular *gaps* verticais (5, 25, 50, 100,

200 e 300 μm) após o aperto dos parafusos e os dados foram avaliados. Os modelos mostraram concentração de tensões no osso cortical (cervical do implante) e em osso esponjoso (apical do implante), no entanto, poucas diferenças foram observadas de acordo com a desadaptação aplicada. Por outro lado, na infraestrutura da barra, parafuso de fixação e implante, um considerável aumento de estresse, proporcional ao aumento do desajuste, foi observado. Foi concluído, assim, que diferentes níveis de desajuste vertical não influenciaram consideravelmente nos níveis de estresse estático no tecido ósseo peri-implantar, no entanto, os componentes mecânicos do sistema de retenção em barra foram mais sensíveis à falta de adaptação passiva.

2.2. Métodos de avaliação biomecânica

Entender como um tecido vivo reage e interage com forças externas e dispositivos artificiais exige o emprego de determinadas técnicas de investigação científica. Hoje, muitas delas podem ser aplicadas na pesquisa biomecânica tanto *in vitro* como *in vivo*, porém, nenhuma consegue preencher todos os requisitos capazes de elucidar, em sua totalidade, as interações fisiológicas. O ideal seria utilizar uma combinação de técnicas para o fornecimento de uma base muito mais confiável para a interpretação de resultados (RUBO; SOUZA, 2001). Em odontologia, quatro técnicas são comumente empregadas para a análise de componentes biomecânicos: exame fotoelástico, extensometria, análise de elementos finitos e análise de deformação tridimensional (RUBO, SOUZA, 2001; ASSUNÇÃO et al., 2009; GOIATO et al., 2009; PESQUEIRA et al., 2012). Uma vez que esta investigação utilizará a extensometria como método de análise, somente esta técnica será aprofundada na revisão de literatura.

2.2.1. Extensometria

A extensometria é uma técnica utilizada para análise experimental de tensões e deformações em estruturas mecânicas e de alvenaria, estruturas que sofrem deformações sob carregamento ou sob efeito de temperatura. O desenvolvimento

desta técnica é feito por meio de *strain gauges*, do inglês *medidor de deformação*, também chamados de extensômetros (PORTNOI, 2002). Os extensômetros são medidores de tensão que consistem de filamentos de material condutor depositados sobre uma película flexível de suporte (Figura 2), geralmente ligada a objetos por meio de um adesivo. A resistência elétrica do seu condutor é dependente da sua área de secção transversal. Quando o medidor é esticado, torna-se mais estreito e longo, aumentando sua resistência elétrica. Por outro lado, quando é comprimido, torna-se mais espesso e curto, o que diminui a sua resistência elétrica (Figura 3). Portanto, sob mínima força de tração ou compressão, a área transversal do medidor sofre deformação, havendo uma alteração de resistência e a geração de uma corrente elétrica diferente que será medida numa configuração de ponte de Wheatstone. Esta ponte deve estar integrada a uma placa de aquisição de dados que transforma o sinal elétrico captado em sinal digital, permitindo sua leitura em computador. Desta forma, estes pequenos dispositivos têm a capacidade de detectar, com grande precisão, qualquer deformação em objetos submetidos a estresse (KARL et al., 2009b; GOIATO et al., 2009; PESQUEIRA et al., 2012). Uma das vantagens da técnica é a obtenção de dados numéricos que podem ser utilizados para comparações quantitativas, bem como para base de cálculos de elementos finitos. No entanto, o tamanho dos extensômetros torna-os de difícil aplicação em pequena escala, impedindo a sua localização precisa na região de interesse, como por exemplo, a interface osso-implante. Por esta razão, usualmente são posicionados em implantes, intermediários, conectores de próteses e material substituto ósseo. Além disso, alguns cuidados devem ser tomados para a sua utilização, como evitar perturbações mecânicas próximas e permanecer em ambientes com temperatura controlada a fim de se compensar alterações nos sinais elétricos (ASSUNÇÃO et al., 2009; KARL et al., 2009b; PESQUEIRA et al., 2012). Numerosas aplicações da técnica com *strain gauges* podem ser encontradas na literatura. No campo da odontologia, medições de extensômetros têm sido utilizadas para avaliação de efeitos da abrasão por partículas de ar, desempenho de materiais reembasadores sobre dentaduras, pré-carga de parafusos, contração de polimerização de compósitos, deformação de raízes durante tratamento endodôntico, comparação de precisão de diferentes técnicas de moldagem e, principalmente, carregamento sobre e ao redor de componentes e implantes dentários (KARL et al., 2009b). Segundo Watanabe et al, (2000), o desenvolvimento

de tensão causado por restaurações suportadas por implantes corresponde aos seus respectivos níveis de desadaptação. Para estudos que investigam situações de tensão em um sistema de implantes dentários, como em situações de fixação de próteses implanto-suportadas, geralmente há a colocação de extensômetros unidirecionais sobre o material de simulação de tecido ósseo em regiões adjacentes aos implantes, intermediários e áreas de conexão das restaurações. Durante o procedimento de fixação da restauração, seja por cimentação ou aperto de parafusos, a tensão desenvolvida é registrada e enviada a um software de computador. Assim, os valores obtidos podem ser monitorados ao longo de todo o processo de análise. (WATANABE et al, 2000; KARL, et al., 2004, 2009a; ABDUO et al, 2011b).

Figura 2 - Extensômetro.

Figura 3 - Extensômetro nas diferentes situações. (A) sem aplicação de força: resistência normal, (B) tensão-estiramento: aumento de resistência, (C) compressão-encurtamento: diminuição de resistência. Fonte: Adaptado de Wikipedia <http://en.wikipedia.org/wiki/Strain_gauge>.

Com o intuito de testar a exatidão das medições proporcionadas por extensômetros e validar o uso deste dispositivo em estudos com desadaptação, Hegde et al. (2009) compararam os dados obtidos por *strain gauges* com valores de

desajuste de uma barra sobre implantes. Um bloco de aço com cinco implantes hexágono externo foi confeccionado para instalação de uma barra de ouro de 1,4 cm de comprimento que seria instalada apenas sobre dois dos implantes. Calços de bronze de espessura variável (150, 300 e 500 μm) foram colocados sob um lado da barra para criar desajustes. Um *strain gauge* foi usado para gravar as leituras de tensão em cima da barra. Uma leitura foi realizada durante o primeiro contato da barra e outra durante o torque máximo do parafuso. Paralelo a isso, *microgaps* entre a barra e as plataformas de aço foram medidos através de um dispositivo de alta precisão óptica. A experiência foi repetida três vezes. A presença dos calços de bronze teve um efeito significativo sobre a tensão, havendo uma correlação positiva entre o aumento da sua espessura e aumento de estresse no sistema. Por outro lado, medidas dos *microgaps* não mostraram correlação com o aumento do desajuste. Com isso, o trabalho demonstrou que a presença ou a ausência de *microgaps* não necessariamente é um indicativo de passividade, sugerindo que este parâmetro pode não ser confiável como uma medida de precisão e que a forte correlação encontrada entre desadaptação e tensão sugere que extensômetros podem ser usados para estimar a passividade de uma infraestrutura sobre implante.

Karl et al. (2009a) realizaram um estudo *in vivo* com o objetivo de criar um método para o estudo de efeitos da desadaptação de próteses sobre implantes em humanos. Para isso, um paciente edêntulo recebeu dois implantes na região interforame e uma barra aparafusada para a retenção de uma prótese mandibular. Um modelo *in vitro* correspondente ao caso teve extensômetros colocados mesial e distal a cada implante e serviu como um controle de padronização. Durante 6 meses, um total de 10 medições foram conduzidas tanto na boca do paciente quanto no modelo *in vitro* através de extensômetros fixos na barra. Os experimentos no modelo mostraram que o constante reposicionamento dos medidores de tensão causou desvios nos valores de tensão, o que prejudicaria qualquer comparação de análise com a situação *in vivo*. Por outro lado, na análise com o paciente, pôde-se observar uma redução no desenvolvimento de tensão de 445 a 383 $\mu\text{m}/\text{m}$ até 12 semanas após a inserção da barra, seguida de um aumento de valores de tensão e, por fim, uma nova queda após de 24 semanas, atingindo um nível semelhante ao inicial (443 $\mu\text{m}/\text{m}$). Com isso, os autores consideraram o método eficaz no estudo de mudanças por carregamento estático de implantes.

Abduo e colaboradores (2010), através de uma revisão crítica, compararam métodos clínicos e laboratoriais utilizados para avaliar a adaptação de próteses sobre implantes. Após a avaliação de cinquenta e quatro artigos, os autores consideraram que os métodos clínicos apresentam uma série de limitações e que os métodos laboratoriais proporcionam medidas mais precisas. Neste contexto, a extensometria foi citada como um método *in vitro* que apresenta como vantagens: simplificação de situações complexas, fornecimento de dados quantitativos, uso intraoral em infraestruturas e a possibilidade de ser utilizada em situações em que tecidos naturais são substituídos por outros materiais. Como desvantagens, foram citados: localização crítica, análise apenas do local onde está colado, sensibilidade à mudança de temperatura e ausência de informação subsuperficial.

Para mostrar que os métodos clínicos para avaliação da adaptação de uma infraestrutura sobre implante não podem fornecer resultados objetivos, Winter et al. (2010) utilizaram dois modelos tridimensionais de elemento finito para a simulação de valores de deformação determinados experimentalmente, por meio de *strain gauges*, em próteses fixas de três elementos suportadas por dois implantes. Desajustes horizontal (36 μm), vertical (79 μm) e angular (0,083 graus) entre implantes e restaurações foram utilizados e o consequente carregamento ósseo foi registrado. Níveis comparáveis de deformação foram encontrados para todos os desajustes, variando de 50 a 90 MPa para desajuste horizontal e vertical em osso cortical e de 2 a 5 MPa para os mesmos tipos e desajuste em osso trabecular. Para o desajuste angular, foram registradas deformações de até 20 MPa na camada cortical e 1 MPa na parte cervical do osso trabecular, onde o desajuste tinha sido introduzido. Com estes resultados, concluiu-se que um mínimo desajuste entre pilares de implantes e restaurações, não detectado clinicamente, pode levar a um carregamento ósseo substancial.

Abduo et al. (2011b) publicaram um trabalho apresentando uma nova abordagem para a técnica com *strain gauges* na avaliação do nível de adaptação de infraestruturas sobre implantes. Um modelo parcial de mandíbula confeccionado em resina epóxi recebeu dois implantes nas áreas de segundo pré-molar e segundo molar e quatro *strain gauges* foram fixados ao redor de cada implante (mesial, distal, vestibular e lingual) sobre a estrutura peri-implantar. O método de avaliação da adaptação foi dividido em duas fases: qualitativa e quantitativa. Na primeira foi

verificada a resposta de cada extensômetro quando aplicada uma força constante, em direções pré-determinadas, sobre os implantes. Na segunda, infraestruturas foram fixadas sobre os pilares e os parafusos receberam torque de 15 Ncm. Para a análise qualitativa, a maioria das respostas dos *strain gauges* foi independente da orientação das forças aplicadas e algumas superfícies experimentaram uma maior quantidade de tensão que outras, mesmo recebendo forças de mesma magnitude. Além disso, forças aplicadas sobre um implante não gerava tensão mensurável ao redor do outro. Quantitativamente, foi observado um aumento de tensão durante o aperto dos parafusos, porém que atinge um platô ao final. As tensões por compressão apresentaram valores negativos enquanto que, as por tração, positivos, e houve a tendência de valores contrários para *strain gauges* em posições opostas.

2.3. Sistemas de confecção de infraestruturas implanto-suportadas

2.3.1. Sistema convencional

No início do século vinte, Dr. William H. Taggart introduziu a fundição pela técnica da cera perdida na construção de coroas e pontes. Esta técnica foi adaptada para a odontologia a partir do método até então utilizado apenas na confecção de joias (VAN NOORT, 2012). Segundo Turkyilmaz e Nicoll (2011), o sistema de fundição tradicional demanda tempo e mão de obra intensiva devido às suas várias etapas de fabricação, além disso, apresenta uma grande limitação, inerente ao seu processo, que é a distorção da peça fundida. A precisão de estruturas metálicas fundidas é limitada por alterações dimensionais que ocorrem durante o tratamento e o processo de fabricação. As fontes de erro podem ser, por exemplo, atribuídas à tomada de impressão, confecção do modelo mestre, proporção da mistura do revestimento e técnica de fundição. Quando o padrão de cera é transferido para infraestrutura de metal, expansão e contração do revestimento têm que ser adaptadas às propriedades dimensionais da liga metálica. No entanto, devido à complexidade individual das restaurações, alterações inerentes a cada trabalho não podem ser previstas ou planejadas. (SAHIN; ÇEHRELI, 2001; KOKE et al. 2004). Em virtude desta limitação dos sistemas convencionais de fundição de infraestruturas e com o objetivo de alcançar trabalhos mais precisos e menos

danosos aos sistemas de implante, ao longo dos anos, uma grande variedade de técnicas aditivas de correção surgiu, incluindo seccionamento e soldagem, soldagem a laser, uso de elementos pré-fabricados e eletroerosão (VAN NOORT, 2012).

Watanabe et al. (2000), analisaram e compararam as tensões geradas em torno de implantes após fixação por aperto de parafusos de quatro tipos de infraestruturas. Três implantes foram incorporados no centro de um bloco de poliuretano com 6 extensômetros e um total de 16 infraestruturas foi fabricado por meio de quatro métodos: monobloco; monobloco, seccionamento e solda; solda de partes confeccionadas para cada implante; adaptação passiva (sistema de implantes IMZ). Os três implantes foram numerados e uma prótese parcial fixa foi colocada sobre os mesmos sob um torque de 14,5 Ncm. Este procedimento foi repetido sete vezes para cada restauração e a análise de tensão para cada uma iniciou após o aperto do último parafuso. Segundo os autores, as tensões desenvolvidas após o aperto dos parafusos desapareciam quando os mesmos eram desapertados e a sequência de aperto dos mesmos não alterava a magnitude das tensões registradas. Uma maior magnitude de tensão foi encontrada no método monobloco ($366 \mu\epsilon$) e monobloco, seccionamento e solda ($737 \mu\epsilon$) em comparação com os métodos de apenas soldagem ($154 \mu\epsilon$) e adaptação passiva ($50 \mu\epsilon$). Dos dois métodos que se utilizou da solda, a magnitude da tensão foi menor após este processo. A magnitude da tensão produzida após fixação da restauração fabricada pelo método passivo foi significativamente menor que nos outros três métodos.

Sabendo que os métodos de retenção e fabricação de infraestruturas têm uma influência sobre a passividade de adaptação das mesmas sobre implantes, Karl e colaboradores (2004) publicaram um estudo cujo objetivo foi quantificar os valores de tensão desenvolvidos a partir do assentamento de próteses parciais fixas cimentadas e parafusadas. Quatro tipos diferentes de próteses (10 de cada tipo: (1) cimentada/técnica de reposicionamento; (2) parafusada/cilindros totalmente calcináveis; (3) parafusada/cilindros pré-fabricados e sobrefundição; (4) parafusada/cilindros pré-fabricados e agente de união adesivo) foram investigadas, todas contendo três pilares de implantes e 2 pânticos. Os três implantes foram ancorados em configuração linear em um modelo de mensuração, simulando uma situação clínica real. Extensômetros foram posicionados próximo aos implantes e

sobre os pânticos e as tensões desenvolvidas foram registradas durante a cimentação e fixação dos parafusos. Todas as próteses investigadas revelaram uma quantidade considerável de tensão, (1) 43.3 -1206.6 $\mu\text{m/m}$; (2) 42-491.3 $\mu\text{m/m}$; (3) 9.3-304.1 $\mu\text{m/m}$; (4) 7.3-161.8 $\mu\text{m/m}$. Não houve diferença significativa entre as diferentes formas de retenção e, entre as amostras parafusadas, os menores valores encontrados foram para infraestruturas unidas a cilindros de ouro intraoralmente. Com isso, provou-se que a eliminação de variáveis durante a confecção de uma infraestrutura pode gerar restaurações com uma melhor adaptação.

Como a adaptação passiva de restaurações implanto-suportadas pode ser afetada em cada etapa do processo de fabricação, uma das questões a serem respondidas é o quanto o recobrimento cerâmico pode aumentar a carga estática sobre implantes e osso. Com isso, Karl et al. (2005b) utilizaram os mesmos tipos de infraestruturas de cinco elementos citadas no estudo anterior e quantificaram o desenvolvimento de tensão após o revestimento cerâmico. Os autores puderam observar, ao final da pesquisa, que a cobertura cerâmica provocou um aumento nos valores de tensão e, assim, a imprecisão na adaptação das próteses parciais fixas convencionais testadas. Fazendo uma comparação com o estudo anterior, os novos valores mínimo e máximo de tensão para cada grupo após revestimento, foram: (1) 48 - 789.7 $\mu\text{m/m}$; (2) 50.9-456.8 $\mu\text{m/m}$; (3) 42.5-1155.3 $\mu\text{m/m}$; (4) 7.4-119.6 $\mu\text{m/m}$.

Karl et al. (2005a) também trabalharam com infraestruturas de três elementos, quantificando o desenvolvimento de tensão provocado pela fixação de próteses parciais fixas sobre implantes, antes e após revestimento cerâmico. Cinco diferentes tipos de próteses de três elementos ((1) cimentada/técnica de reposicionamento; (2) cimentada/técnica de arrasto; (3) parafusada/cilindros totalmente calcináveis; (4) parafusada/cilindros pré-fabricados e sobrefundição; (5) parafusada/cilindros pré-fabricados e agente de união adesivo), com 10 amostras cada, foram investigados. Dois implantes foram ancorados em um modelo de mensuração e medidores de tensão foram montados perto dos implantes. O desenvolvimento de tensão foi registrado durante cimentação e aperto de parafusos. Todas as próteses revelaram quantidades estáveis de tensão. Nem a técnica de impressão, nem os modos de fabricação das próteses aparafusadas convencionais tiveram uma influência significativa no desenvolvimento de tensão. Por outro lado, o recobrimento cerâmico causou um aumento de tensão para todos os tipos de próteses convencionais. Além

disso, a cimentação pareceu ser capaz de compensar imprecisões de fabricação melhor do que a retenção por parafuso.

Complementando a linha de estudo de um estudo anterior (KARL et al., 2005b), Karl et al. (2006b) quantificaram a magnitude da tensão sobre o osso ao redor dos implantes após a fixação das mesmas infraestruturas de 5 elementos, desta vez através da análise de elementos finitos baseado *in vivo*. Medidores de tensão posicionados sobre os pânticos das restaurações foram utilizados para a obtenção de medidas em um paciente e, utilizando os valores obtidos, a carga óssea em modelos tridimensionais de elemento finito foi simulada. *In vivo*, os valores médios de tensão variaram de 32 $\mu\text{m/m}$ a 458 $\mu\text{m/m}$ em diferentes sítios. Enquanto os valores em osso trabecular variaram entre 2 MPa e 5 MPa, foram observadas tensões entre 5 e 30 MPa na região cortical. O estresse de uma magnitude semelhante foi encontrado para um implante que recebeu uma carga axial de 200 N. Supondo que a carga axial de um único implante com 200 N está dentro da capacidade de adaptação do osso, parece que a quantidade de estresse resultante da fixação das infraestruturas, por si só, não constitui um risco. Portanto, diante da dificuldade na obtenção de uma passividade absoluta, um nível de precisão suficiente para que restaurações não causem dano ósseo pode ser aceitável.

Karl et al. (2006a) estudaram, desta vez, *in vivo*, o desenvolvimento de tensão em infraestruturas durante a fixação das mesmas sobre implantes. Os grupos de restaurações foram também divididos da mesma forma de acordo com os processos de fabricação e métodos de retenção: (1) próteses cimentadas/impressão de reposicionamento/cilindros totalmente calcináveis; (2) próteses parafusadas/impressão de arrasto/cilindros totalmente calcináveis; (3) próteses parafusadas/impressão de arrasto/sobrefundição em cilindro de ouro pré-fabricado; (4) próteses parafusadas/ impressão de arrasto/união ao cilindro de ouro pré-fabricado. Dois extensômetros (M-mesial e D-distal) foram posicionados sobre os pânticos para a mensuração das tensões que ocorreram durante os processos de cimentação e aperto dos parafusos. Os valores médios de deformação para cada *strain gauge* foram: (1) M-32 $\mu\text{m/m}$, D-89 $\mu\text{m/m}$; (2) M-302 $\mu\text{m/m}$; D-197 $\mu\text{m/m}$; (3) M-458 $\mu\text{m/m}$, D-268 $\mu\text{m/m}$; (4) M-269 $\mu\text{m/m}$, D-52 $\mu\text{m/m}$. Portanto, a fixação das próteses cimentadas resultou em níveis mais baixos de tensão. Além disso, os

autores observaram que, mesmo com a utilização de componentes pré-fabricados, os valores de deformação foram moderados.

Dois anos depois, Karl e colaboradores (2008c) conduziram um estudo cujo objetivo foi avaliar a influência do mecanismo de retenção e a extensão de próteses fixas implanto-suportadas no desenvolvimento de tensão. Para isso, utilizaram próteses fixas com infraestruturas confeccionadas pela técnica convencional em Au-Pt de três e cinco elementos cimentadas e parafusadas sobre implantes. As infraestruturas foram enceradas sobre cilindros pré-fabricados e fundidas em monobloco. Três implantes foram ancorados em um modelo com base em uma situação real e extensômetros foram fixados nos pânticos das infraestruturas e mesial e distal aos implantes. Durante o assentamento das peças cimentadas e o aperto dos parafusos de 40 próteses sobre implantes (10 amostras para cada grupo), o desenvolvimento de tensão foi registrado. Os valores médios de tensão variaram de 26 a 637,6 $\mu\text{m/m}$, porém, não houve diferença significativa na magnitude da tensão entre os grupos. Os grupos parafusados apresentaram tensões máximas de 328 $\mu\text{m/m}$ (3 elementos) e 304 $\mu\text{m/m}$ (5 elementos). As comparações entre as duas extensões e os dois modos de fixação também não revelaram nenhuma diferença significativa. Portanto, os autores concluíram que tanto a extensão quanto o mecanismo de retenção parecem ter apenas uma pequena influência sobre o desenvolvimento de tensão em próteses fixas sobre implantes.

Oyagüe et al. (2009) avaliaram a influência do tipo de liga, revestimento e técnicas de fundição na adaptação marginal de infraestruturas cimentadas sobre intermediários de implantes. Trinta infraestruturas inferiores e posteriores de três elementos foram enceradas e fundidas: 10 em Co-Cr; 10 em Ti e 10 em Pd-Au. A discrepância vertical em torno das margens dos pilares foi avaliada por microscopia eletrônica de varredura. Os resultados demonstraram que as infraestruturas em Co-Cr apresentaram os maiores valores de discrepância vertical com diferenças significativas em relação às amostras de Ti e Pd-Au, que não apresentaram diferenças significativas entre si. Assim, foi concluído que a adaptação vertical de infraestruturas implanto-suportadas foi influenciada pelo tipo de liga, revestimento e método de fundição.

Abduo et al. (2010), através de uma revisão sistemática, avaliaram estudos sobre a adaptação de infraestruturas sobre implantes confeccionadas por diferentes métodos, dentre eles a técnica convencional de fundição a partir de ligas nobres e não nobres. Para os autores, os estudos, em geral, mostraram uma tendência de melhor adaptação de infraestruturas sobre implantes para ligas de metais nobres quando comparadas com outros tipos de ligas como Ti, Co-Cr e Ni-Cr. Além disso, infraestruturas sobrefundidas sobre componentes pré-fabricados pareceram menos propensas a imprecisões se comparadas com aquelas com cilindros totalmente calcináveis. Entre as peças confeccionadas por ligas não nobres, aquelas em Co-Cr exibiram resultados inferiores quanto à adaptação que em Ni-Cr. Já as infraestruturas em titânio, apresentaram melhores desempenhos em comparação com as duas ligas básicas. Portanto, as peças em metais nobres podem atingir uma adaptação previsível sem a necessidade de nenhum procedimento adicional para melhorá-la, enquanto que, infraestruturas em metais básicos devem passar por tratamentos adicionais como solda a laser ou eletroerosão para uma adaptação aceitável.

Buscando comparar a adaptação vertical e a passividade de infraestruturas implanto-suportadas fundidas em monobloco, Barbosa et al. (2010) realizaram um estudo com peças confeccionadas em três diferentes materiais: titânio comercialmente puro, liga de cobalto-cromo e liga de níquel-cromo-titânio. Quinze infraestruturas foram obtidas, simulando barras de prótese fixa em um modelo com cinco implantes. Os encaixes passivo e vertical da restauração foram medidos através de um microscópio óptico de ampliação de 30x. Os dados foram analisados e a média e o desvio padrão para adaptação passiva e adaptação vertical, foram, respectivamente: Ti [472,49 μm (109,88) e 29,9 μm (13,24)], Co-Cr [584,84 μm (120,20) e 27,05 μm (10,30)] e Ni-Cr-Ti [462,70 μm (179,18) e 24,95 μm (11,14)]. Para a adaptação vertical, não houve diferenças significativas entre os grupos. Não houve diferença significativa, também, para a adaptação passiva entre Ti e Ni-Cr-Ti, mas ambos diferiram significativamente do Co-Cr que apresentou os maiores valores de desadaptações. Pôde-se concluir, portanto, que a adaptação vertical das estruturas não foi afetada pelos materiais testados e que a liga de Co-Cr apresentou os piores valores para adaptação passiva.

Seguindo a mesma linha do estudo anterior, Torres et al. (2011) compararam as tensões transmitidas a implantes, a partir dos mesmos tipos de infraestruturas fundidas em diferentes materiais, e investigaram a possível correlação entre desadaptações verticais e tensão. Portanto, desta vez, além da análise das desadaptações, por meio do microscópio óptico, uma análise fotoelástica do estresse transmitido aos implantes foi realizada. Esta análise foi feita quando cada infraestrutura foi parafusada com um torque de 10 Ncm sobre os implantes. As médias e o desvio padrão das desadaptações verticais foram: Ti - $22,40 \pm 9,05 \mu\text{m}$; Co-Cr - $66,41 \pm 35,47 \mu\text{m}$; Ni-Cr-Ti - $32,30 \pm 24,47 \mu\text{m}$. Os valores de estresse medidos em máxima tensão de cisalhamento (T) para liga de Co-Cr ($T = 7,70 \pm 2,16 \text{ kPa}$) foram significativamente maiores que para aqueles gerados para ligas de Ti ($T = 5,86 \pm 1,55 \text{ kPa}$) e Ni-Cr-Ti ($T = 5,74 \pm 3,05 \text{ kPa}$) que foram similares. Com isso, os autores concluíram que não houve correlação entre o grau de desadaptação vertical e a quantidade de estresse gerada para nenhum dos materiais avaliados.

2.3.2. Sistemas CAD/CAM

Logo que os implantes orais foram introduzidos na área odontológica, métodos foram desenvolvidos para obtenção de restaurações com melhor adaptação. O grau de desajuste entre a prótese e os seus implantes de suporte é uma fonte de preocupação clínica devido à ausência de mobilidade, inerente ao ligamento periodontal, dos implantes osseointegrados. Consequentemente, não é possível uma acomodação do sistema diante de desadaptações entre prótese e implante (DUYCK; NAERT, 2002). Diante do desejo de se conseguir próteses cada vez mais precisas, principalmente no que diz respeito ao suporte por implantes, as técnicas que se utilizam de sistemas de desenho e manufatura auxiliados por computador, também chamados sistemas CAD/CAM, do inglês desenho assistido por computador/manufatura assistida por computador, vêm ganhando espaço. Um sistema que por anos tem sido usado na fabricação de restaurações fixas, tais como inlays, onlays, facetas e coroas, hoje tem se destacado na confecção de intermediários, infraestruturas sobre implantes e guias cirúrgicos em materiais como, resina, zircônia, titânio e Co-Cr. Segundo Miyasaki e Hotta (2011) a tecnologia odontológica, que costumava ser centrada no método padronizado de fundição por

cera perdida, foi muito melhorada com a introdução dos sistemas CAD/CAM. Introduzida na odontologia restauradora por Francois Duret em 1971, a tecnologia CAD/CAM é composta por três unidades funcionais básicas: (1) captura de dados ou digitalização para obtenção da informação oral, podendo ser através da captura intraoral com a utilização de sistemas ópticos 3D ou captura da anatomia dental duplicada em modelos de gesso ou moldes, geralmente utilizando um método de escaneamento a laser, (2) CAD para a confecção do desenho geométrico da restauração, em um software específico, sendo possível alterá-lo para a forma mais desejada e (3) CAM para fabricação da restauração. Os sistemas CAM utilizam a informação assistida por computador para moldar um objeto físico através de métodos subtrativos (remoção de material a partir de um bloco para obtenção da forma desejada) ou aditivos (construção a partir de um material depositado na forma de camada por camada) de prototipagem rápida (FUSTER-TORRES et al., 2009). Dentre as vantagens do uso de sistemas CAD/CAM na implantodontia, pode-se destacar: obtenção de trabalhos personalizados para cada paciente, possibilidade de se trabalhar com materiais mais resistentes e seguros (como titânio e zircônia), adaptação mais precisa das peças (desenho transferido eletronicamente para o CAM, eliminando enceramento e revestimento), curva de aprendizado técnico menos acentuada que para os trabalhos feitos a mão e método de fabricação mais rápido e econômico (FUSTER-TORRES et al., 2009; MIYASAKI, HOTTA, 2011). Hoje, na área odontológica, o sistema CAD/CAM baseia-se, principalmente, em processos de fabricação subtrativos, onde máquinas controladas por computador são usadas como ferramentas para o corte mecânico de um determinado material até que o mesmo atinja a geometria desejada. Este é o caso do processo CAD/CAM de usinagem, em que um bloco de material é cortado, aos poucos, até a obtenção do desenho da peça desejada, podendo ser: intermediários, infraestruturas, barras, guias cirúrgicos, entre outros. O uso deste método tem demonstrado uma redução considerável no tempo total de produção e a confecção facilitada de modelos complexos, dificilmente alcançados pelos processos dentários convencionais. No entanto, pôde ser observado, também, que este método de fabricação provoca um grande desperdício de material já que, por muitas vezes, mais material é removido do que utilizado no produto final (VAN NOORT, 2012). Na tentativa de poupar material e, conseqüentemente, custo, uma transição da produção do método subtrativo para um aditivo tem sido planejada. Além disso, a utilização de métodos

aditivos tem como vantagem a criação de peças com detalhes mais refinados, como depressões, espaços internos vazios e geometrias complexas. Uma das técnicas que se utiliza do método aditivo é a sinterização a laser, uma técnica nova na odontologia que funciona a partir de um laser de alta potência que é direcionado (por controle de computador) sobre um material na forma de pó, esquentando e fundindo suas partículas até que, em várias camadas, o objeto desejado seja construído. Em comparação com outros métodos aditivos, a sinterização a laser pode produzir peças a partir de uma ampla gama de materiais em pó, o que incluem aço, titânio, ligas de titânio e ligas de Co-Cr (FUSTER-TORRES et al., 2009; VAN NOORT, 2012). Enquanto evidências científicas para restaurações implanto-suportadas fabricadas pelo método CAD/CAM têm sido amplamente validadas por estudos *in vitro*, os resultados clínicos de tais protocolos ainda estão sendo investigados.

Kapos et al (2009) realizaram uma revisão sistemática cujo objetivo foi avaliar a evidência científica de estudos clínicos em humanos da aplicação da tecnologia CAD/CAM na odontologia restauradora. Concentrando-se no aspecto restaurador da técnica aplicável à implantodontia, a literatura pertinente foi dividida em artigos relacionados a intermediários e infraestruturas. Dos 885 artigos analisados, cinco estavam dentro dos critérios da pesquisa (3 de infraestruturas CAD/CAM e 2 de intermediários CAD/CAM). Combinando os resultados dos estudos com infraestruturas, um total de 189 próteses suportadas por 888 implantes foi encontrado e o acompanhamento dos pacientes variou entre 12 e 60 meses. Quatro implantes foram perdidos antes da inserção da prótese, 46 após e apenas uma falha na restauração foi relatada. Da mesma forma, nos dois estudos com intermediários, um total de 53 pilares cerâmicos apoiados por 53 implantes foi encontrado e os pacientes foram acompanhados entre 12 e 44 meses. Nestes estudos, nenhuma falha ou complicação significativa foi relatada. Para os autores, além da pouca evidência clínica existente, os estudos eram muito preliminares e de fraco poder para proporcionar conclusões significativas.

Harder e Kern (2009) publicaram uma revisão sistemática com o intuito de avaliar a sobrevivência e as taxas de complicações de restaurações implanto-suportadas confeccionadas pela técnica CAD/CAM e compará-las com as confeccionadas convencionalmente. Em sua investigação, os autores consideraram apenas quatro estudos devido ao pequeno número de pesquisas clínicas sobre o

assunto. A taxa de sobrevida em 5 anos cumulativos foram para implantes de suporte para próteses fixas de 81,4% a 95,6%; implantes de suporte para coroas unitárias de 100%; próteses fixas implanto-suportadas de 72,2% a 100% e coroas implanto-suportadas de 100%. Complicações técnicas foram relatadas apenas em dois estudos e a taxa de falha anual estimada para lascas/fraturas do material de revestimento foi de 0,43 para as coroas e 3,61 para as próteses fixas. Foi concluído, porém, que devido ao pequeno número de estudos clínicos sobre próteses implanto-suportadas fabricadas por meio da técnica CAD/CAM, nenhuma comparação com as próteses convencionalmente fabricadas poderia ser possível.

2.3.2.1. Usinagem

Uma das abordagens mais recentes ao problema da desadaptação é a introdução das infraestruturas usinadas em peça única por meio do sistema CAD/CAM, um processo de fabricação menos dependente de procedimentos laboratoriais manuais se comparado com os protocolos de fundição convencionais. (SIERRAALTA et al. 2012). O titânio foi o primeiro material utilizado na técnica CAD/CAM para a fabricação de infraestruturas sobre implantes (ABDUO, 2012). É um metal biocompatível, de baixo custo e com potencial para menores riscos de corrosão oral em comparação com outras ligas metálicas utilizadas em infraestruturas para implante (SIERRAALTA et al. 2012). Como alternativa para o metal, a zircônia é um material disponível para a fabricação de infraestruturas devido a sua estética, biocompatibilidade, alta resistência à fratura, baixa acúmulo de placa bacteriana, e baixa condutividade térmica, atributos de importância crucial para a aplicação dental (KOHORST et al., 2011). Atualmente, existem dois tipos de zircônia em blocos, cada uma com um tipo de aplicação em CAD/CAM. A primeira delas é o uso de blocos densos totalmente sinterizados para usinagem direta através de um sistema CAD/CAM com máquina de usinagem. A segunda aplicação é o uso de blocos parcialmente sinterizados e blocos verdes para fabricação em CAD/CAM seguida de sinterização para a obtenção de um produto final com resistência suficiente. O primeiro aplicativo possui uma precisão superior porque nenhuma contração é envolvida no processo, mas está em desvantagem pela menor facilidade de usinagem devido ao maior desgaste que provoca nas fresas

(MIYASAKI, HOTTA, 2011). Segundo Denry e Kelly (2008), para atingir a resistência máxima, uma contração de 25 a 30% deve ocorrer na zircônia, o que tem de ser levado em conta antes mesmo da usinagem das peças. Para Reich et al. (2005), para um uso prático e eficiente do método CAD/CAM de usinagem, devem ser ponderadas possíveis imprecisões resultantes do processo de escaneamento, criação do software, usinagem e efeitos de contração.

Karl e Holst (2006) quantificaram o desenvolvimento de tensão de próteses fixas de três elementos - confeccionadas pelo sistema Procera - aparafusadas sobre implantes. Dois grupos (n=10) de próteses aparafusadas sobre implantes foram fabricados por meio de fundição convencional em liga de Au-Pd ou pela técnica CAD/CAM para adaptação em um modelo *in vitro* com dois implantes. Durante a fixação das restaurações, os valores emergentes de tensão foram registrados, utilizando medidores de tensão ligados ao material de confecção do modelo, mesial e distal aos implantes. A tensão média absoluta para o estudo variou de 29,35 $\mu\text{m/m}$ a 2.665,80 $\mu\text{m/m}$ para os diferentes locais dos *strain gauges*. As restaurações CAD/CAM apresentaram o valor de 625,80 $\mu\text{m/m}$ como maior média de tensão, enquanto que, para as convencionais, foi de 2.665,80 $\mu\text{m/m}$. O método de fabricação teve um efeito significativo no desenvolvimento de tensão com as restaurações fundidas mostrando níveis significativamente mais elevados de tensão em relação às fabricadas pela técnica CAD/CAM. Com isso, os autores concluíram que a fabricação de restaurações parafusadas sobre implantes, com o auxílio da computação, proporciona uma maior passividade de adaptação em comparação com os métodos convencionais.

Al-Fadda et al. (2007) compararam *in vitro* a precisão tridimensional de infraestruturas implanto-suportadas usinadas por sistema CAD/CAM em titânio e fundidas convencionalmente. Nove infraestruturas foram fabricadas sobre modelos mandibulares obtidos de nove pacientes com cinco implantes cada. Em seguida, estas infraestruturas foram escaneadas a laser e nove outras foram fabricadas através de usinagem por controle numérico de computador com o mesmo desenho. A adaptação das infraestruturas foram medidas por uma máquina de medição por coordenadas e um programa de computador específico. As infraestruturas obtidas por CAD/CAM apresentaram menores distorções nos planos transversal e horizontal. Nos planos sagital e vertical, as distorções também foram menores, porém não

estatisticamente significativas. Com isso, concluiu-se que a confecção de infraestruturas implanto-suportadas com o auxílio do computador proporciona uma melhor precisão de adaptação comparada com as obtidas pela técnica convencional da cera perdida.

O objetivo de um estudo *in vitro* publicado por Karl et al. (2008b) foi o de investigar se infraestruturas de três elementos, geradas com o auxílio do computador e com base em impressões ópticas, conduziram um menor desenvolvimento de tensão comparadas com infraestruturas fabricadas convencionalmente. Para a realização do experimento, um modelo com dois implantes foi criado e extensômetros foram anexados nas regiões mesial e distal aos implantes. Foram testados 3 grupos (n=10) de infraestruturas cimentadas sobre implantes. Dois deles com restaurações em Ag-Cu confeccionadas pela técnica convencional de fundição, um utilizando moldagem de transferência por meio da técnica de reposicionamento e o outro pela técnica de arrasto. O terceiro grupo foi constituído de infraestruturas usinadas em cerâmica feldspática reforçada por leucita geradas pelo sistema CAD/CAM e com base em impressões ópticas. Os valores médios de tensão, durante a fixação das infraestruturas, variaram de 80,38 $\mu\text{m/m}$ a 437,11 $\mu\text{m/m}$ e diferenças significativas foram detectadas somente entre as próteses fabricadas pela técnica CAD/CAM (tensão máxima de 149,47 $\mu\text{m/m}$) e as convencionais confeccionadas a partir de impressões pela técnica do arrasto (tensão máxima de 437,11 $\mu\text{m/m}$). Assim, pôde-se concluir que as restaurações confeccionadas com base em impressões ópticas demonstraram um nível de encaixe pelo menos tão passivo quanto a de próteses convencionais.

Kohost et al. (2009) realizaram um estudo *in vitro* cujo objetivo foi avaliar a adaptação marginal de infraestruturas em zircônia de quatro elementos fabricadas através de diferentes sistemas CAD/CAM. Dez infraestruturas foram confeccionadas por cada um dos quatro sistemas estudados. Três deles (inLab, Everest e Cercon) utilizando blocos de zircônia pré-sinterizada durante a usinagem, passando posteriormente pelo processo de sinterização para atingir sua densidade final e um (Digident) utilizando a usinagem de zircônia totalmente sinterizada. Após a fabricação, as discrepâncias marginais horizontais e verticais, bem como a diferença marginal absoluta, foram determinadas a partir de réplicas de silicone leve do espaço existente entre os preparos dentários do modelo mestre e a infraestrutura

que foram fotografadas e medidas com o auxílio de um programa de computador. A discrepância marginal absoluta teve um valor médio de 58 μm para o sistema Digident, diferindo, significativamente, para os três outros sistemas nos quais variou de 183 a 206 μm . Assim, pôde-se concluir que a adaptação marginal de infraestruturas em zircônia foi dependente do sistema CAD/CAM utilizado e que o processamento de zircônia totalmente sinterizada se constitui como melhor opção na precisão de encaixe sobre dentes.

Drago et al. (2010) realizaram um estudo com dois objetivos: (1) avaliar a adaptação de infraestruturas em barra sobre implantes fabricadas por meio de duas técnicas diferentes - CAD/CAM e fundição convencional pela técnica da cera perdida e (2) descrever um sistema de medição digital em que um escaner tátil e programas de computador medem as diferenças volumétricas entre estruturas implanto-suportadas e plataformas de implantes. Modelos de resina acrílica com cinco implantes interforame foram confeccionados, digitalizados ou moldados. Quinze infraestruturas foram então usinadas em blocos de titânio e quinze barras de ouro foram sobrefundidas sobre cilindros UCLA pré-fabricados em liga de ouro. As interfaces implante-infraestrutura foram digitalizadas, seus dados inseridos em um programa de computador e as diferenças volumétricas foram medidas para determinar a quantidade de desajuste entre infraestruturas e implantes. Os resultados mostraram que as infraestruturas confeccionadas com a tecnologia CAD/CAM adaptaram-se significativamente melhor sobre os implantes do que as infraestruturas fundidas. Portanto, as infraestruturas CAD/CAM apresentadas neste estudo foram mais precisas do que as confeccionadas pela técnica da cera perdida.

Com o mesmo objetivo e seguindo a mesma linha do estudo anterior, Almasri et al. (2011) investigaram os mesmos métodos para a confecção de infraestruturas. As únicas diferenças foram a liga utilizada para a fundição das infraestruturas convencionais que, neste caso, foi uma liga nobre de paládio e o número das amostras que, ao invés de quinze, foram em número de cinco. Um modelo de resina acrílica com cinco implantes na região interforame foi usado como modelo "paciente". Desta forma, cinco infraestruturas em liga nobre de paládio foram fundidas e cinco infraestruturas em liga de titânio foram fabricadas em CAD/CAM. Os implantes e as plataformas das infraestruturas foram escaneados e os dados digitalizados. O desajuste volumétrico entre implantes e plataformas foi medido. Em

média, o desajuste volumétrico das infraestruturas CAD/CAM foi de $1,8 \text{ mm}^3$ a menos do que o desajuste volumétrico das infraestruturas fundidas. Assim, o estudo demonstrou que as infraestruturas implanto-suportadas CAD/CAM tiveram desajustes significativamente menos volumétricos quando comparados com os das infraestruturas fabricadas convencionalmente.

Karl, Graef e Wichmann (2011) quantificaram valores de tensão desenvolvidos por próteses parciais fixas implanto-suportadas de zircônia. Três grupos de próteses cimentadas ($n=10$), confeccionadas para assentamento sobre dois implantes, foram divididos de acordo com os métodos de fabricação: fundição, usinagem (somente CAM) e CAD/CAM. Durante a cimentação das restaurações, as tensões criadas foram registradas por meio de medidores de tensão (mesial e distal aos implantes) unidos ao material de suporte do modelo utilizado. As médias de tensão absoluta variaram entre $85,39 \text{ }\mu\text{m/m}$ a $326,83 \text{ }\mu\text{m/m}$ e os autores concluíram que o tipo de método de fabricação teve um efeito significativo no desenvolvimento de tensão. As restaurações fundidas apresentaram tensões mais altas (tensão máxima $> 300 \text{ }\mu\text{m/m}$), enquanto que, as fabricadas por CAD/CAM, as mais baixas (tensão máxima $< 200 \text{ }\mu\text{m/m}$). Portanto, a conclusão do estudo foi de que peças usinadas demonstraram maior precisão que as restaurações fundidas, porém, menor precisão que as confeccionadas através da técnica CAD/CAM.

Winter et al. (2011) realizaram um estudo com cinco modelos tridimensionais representando próteses fixas de três elementos apoiadas por dois implantes terminais. Estes modelos diferiam em termos de tamanho de malha, geometria óssea, implantes, e restauração. Quanto à restauração, a diferença estava na forma das infraestruturas que poderia ser baseada na digitalização de uma peça obtida por CAD/CAM ou, simplesmente, apresentar formas livres. Apesar das diferenças, um fator em comum a todos os modelos foi a introdução de um desajuste horizontal de $10 \text{ }\mu\text{m}$ entre implantes e restauração. A carga desenvolvida no osso peri-implantar, resultante da fixação dessas peças, foi registrada e tensões máximas de $24,9 \text{ MPa}$ e $1,2 \text{ MPa}$ foram encontradas em osso cortical e medular, respectivamente. O desenho das roscas dos implantes teve um efeito notável sobre o estresse, bem como os diferentes comprimentos das restaurações. Além disso, o modelo com infraestrutura baseada em CAD/CAM apresentou menores níveis de estresse comparado com o de infraestrutura em forma livre.

Buscando comparar o desenvolvimento de tensão provocado pela fixação de próteses fixas implanto-suportadas de três elementos confeccionadas pela técnica convencional e através da técnica CAD/CAM, Karl e Taylor (2011) realizaram uma pesquisa utilizando medidores de tensão. Uma situação clínica com dois implantes instalados nas regiões de primeiro pré-molar e primeiro molar foi transferida para uma réplica de resina acrílica e medidores de tensão foram posicionados mesial e distal aos implantes. Sete grupos (n=10) de infraestruturas cimentadas foram fabricados utilizando todos os materiais restauradores disponíveis para o sistema CAD/CAM Etkon (Straumann) e três grupos (n=10) de infraestruturas, convencionalmente fabricadas, serviram como controles (dois grupos com peças parafusadas e um com cimentadas). O desenvolvimento de tensão durante a fixação das infraestruturas foi registrado e os resultados demonstraram valores de tensão significativamente maiores para o grupo de restaurações parafusadas (17,96 $\mu\text{m/m}$ a 2.665,80 $\mu\text{m/m}$) comparado com todas as outras restaurações. Com relação aos grupos cimentados, as infraestruturas convencionais mostraram níveis de tensão significativamente maiores (57 $\mu\text{m/m}$ a 218,26 $\mu\text{m/m}$) em comparação com as restaurações CAD/CAM de titânio (47,67 $\mu\text{m/m}$ a 128,12 $\mu\text{m/m}$) e zircônia verde (42,91 $\mu\text{m/m}$ a 78,12 $\mu\text{m/m}$). Através deste resultado, a conclusão do estudo foi de que infraestruturas CAD/CAM demonstram ajuste pelo menos tão bom quanto o visto para as infraestruturas convencionais e que a escolha do material restaurador parece ter apenas um pequeno efeito sobre a passividade de ajuste.

Em uma revisão sistemática publicada por Abduo e colaboradores (2011a), vinte e seis artigos sobre adaptação de infraestruturas implanto-suportadas, fabricadas por diferentes métodos, foram avaliados. Dentre todos os artigos, as seguintes técnicas para confecção de infraestruturas com melhores adaptações foram identificadas: fundição convencional em metal nobre e básico, seccionamento e reconexão através de solda, eletroerosão, CAD/CAM (incluindo usinagem por controle numérico por computador (CNC)) e união de infraestruturas em cilindros pré-fabricados. Segundo os autores, em todos os estudos que incluíam a técnica CAD/CAM, as infraestruturas apresentaram altos níveis de adaptação, demonstrando ser a técnica que proporciona peças sobre implantes mais precisas e a condução de trabalhos mais consistentes. Porém, mesmo com a obtenção de bons resultados, nenhuma técnica ainda pode ser considerada ideal.

Abduo et al. (2011b) testaram um novo método de análise com *strain gauges* cujo objetivo seria a demonstração, não só dos valores de tensão, como do tipo de desadaptação presente em infraestruturas confeccionadas sobre implantes. Para isso, utilizaram oito infraestruturas contendo o mesmo desenho, quatro em zircônia e quatro em Co-Cr, todas usinadas a partir da técnica CAD/CAM. As infraestruturas apresentavam três elementos e eram suportadas por dois implantes inseridos nas regiões de segundo pré-molar e segundo molar mandibulares. Quatro *strain gauges* foram colados ao redor de cada implante (mesial, distal, vestibular e lingual) e medidas de tensão foram realizadas durante o aperto dos parafusos de fixação. Os resultados demonstraram que infraestruturas em zircônia e Co-Cr apresentaram tensões de mesma magnitude, o que sugere uma distorção similar. Porém, segundo o método desenvolvido, as peças de zircônia foram, em geral, menores que a distância entre os implantes, enquanto que as peças de Co-Cr pareciam ter um tamanho ligeiramente maior.

Abduo e Lyons (2012) realizaram um estudo cujo objetivo foi avaliar a implicação do desajuste vertical na tensão gerada em infraestruturas sobre implantes fabricadas em titânio e zircônia. Um modelo mestre foi confeccionado através da inserção de implantes Brånemark nas regiões de primeiro pré-molar e primeiro molar do lado esquerdo de um modelo de mandíbula. Foram utilizadas infraestruturas idênticas usinadas pela técnica CAD/CAM, cinco em titânio e cinco em zircônia e um único *strain gauge* foi posicionado na superfície oclusal de cada uma para avaliar o desenvolvimento de tensão como resultado da sua adaptação. A abertura vertical da interface infraestrutura-implante foi medida utilizando um microscópio quando apenas um parafuso foi apertado e quando ambos os parafusos foram apertados. A desadaptação vertical das infraestruturas foi alterada pela adição de uma a três camadas de tiras de aço de 30 µm de espessura sobre um dos implantes. Para todas as condições de adaptação, uma quantidade estável de tensão foi registrada, no entanto, quando o desajuste vertical foi introduzido, um aumento linear foi detectado, demonstrando claramente que o desajuste influenciou no padrão e na magnitude da tensão sobre uma infraestrutura. Restaurações de titânio e zircônia apresentaram atividades de tensão semelhantes, portanto, o tipo de material não afetou a tensão para um nível semelhante de desajuste.

No mesmo ano, Abduo e Swain (2012) publicaram um estudo semelhante, porém, que avaliou a influência do desajuste de infraestruturas de titânio e zircônia sobre o desenvolvimento de estresse na região peri-implantar. Assim como no estudo citado anteriormente, dois implantes Brånemark foram inseridos na região esquerda de um modelo mandibular, agora nas regiões correspondentes ao segundo pré-molar e segundo molar. Com base neste modelo, cinco infraestruturas de titânio e cinco de zircônia, com desenhos semelhantes (CAD), foram fabricadas por meio de usinagem controlada por computador (CAM) e extensômetros foram montados ao redor de cada implante (mesial, distal, vestibular e lingual) para a avaliação do desenvolvimento de tensão como resultado do ajuste / desajuste das restaurações. O espaço vertical na interface implante-infraestrutura foi também quantificado com o auxílio de um microscópio óptico, quando apenas um parafuso foi apertado e quando ambos os parafusos foram apertados. A adaptação vertical das infraestruturas foi alterada pela introdução de uma a três tiras de aço de 30 µm de espessura sobre um dos implantes. Observou-se que, para cada condição, uma quantidade padrão de tensão foi registrada, diferentemente das situações de desajuste, em que foi observado um aumento linear das tensões peri-implantares. Com relação aos dois materiais utilizados para as infraestruturas, ambos apresentaram valores semelhantes.

Buscando comparar a precisão na adaptação de restaurações sobre implantes confeccionadas por usinagem (CNC) e relacioná-la com o desenvolvimento de tensão peri-implantar após fixação, Abduo et al. (2012) realizaram um estudo *in vitro* com infraestruturas de titânio e zircônia. Um total de dez infraestruturas idênticas foi fabricado, cinco de cada material testado, que deveriam ser fixadas em um modelo mestre contendo implantes nas regiões de segundo pré-molar e segundo molar de uma mandíbula. Extensômetros foram posicionados próximo aos implantes (mesial, distal, vestibular e lingual) para avaliação do desenvolvimento de tensão e o ajuste das infraestruturas sobre os implantes foi medido por meio de um microscópio óptico. Isto foi feito quando apenas um parafuso foi apertado e quando os dois parafusos foram apertados. Todas as restaurações produziram quantidades estáveis de tensão peri-implantar, porém, as infraestruturas de zircônia produziram tensões significativamente menores (<200 µm/m) que as de titânio (entre 200 e 250 µm/m). A adaptação vertical (quando

os dois parafusos estavam apertados) foi semelhante para zircônia (3,7 mm) e titânio (3,6 mm), no entanto, as infraestruturas de zircônia exibiram uma adaptação passiva (com apenas um parafuso apertado) significativamente melhor (5,5 mm) do que as infraestruturas de titânio (13,6 mm). Como conclusão, os autores afirmaram que a usinagem controlada por computador produziu restaurações de zircônia e titânio com alta precisão e que a tensão desenvolvida ao redor dos implantes foi mais relacionada ao grau de adaptação do que ao tipo de material empregado.

Abduo (2012) realizou uma revisão sistemática avaliando a literatura referente à precisão de adaptação e a influência dos materiais de infraestruturas fixas sobre implantes fabricadas pela técnica CAD/CAM. Após uma busca eletrônica abrangente até abril de 2012, foram identificados 14 artigos relevantes. Após a comparação com outras técnicas, o autor observou que foi consenso de todos os trabalhos considerar que as infraestruturas feitas por CAD/CAM foram melhores ou pelo menos equivalentes em precisão de adaptação que as produzidas por outras técnicas. A adaptação vertical, observada nos estudos, variou de 1 a 27 μm , o que mostra que mesmo sendo uma técnica de alta precisão, certa desadaptação é inevitável. Quanto ao material utilizado, titânio e zircônia podem proporcionar infraestruturas de alto nível de precisão e a influência dos diferentes tipos de materiais na precisão de encaixe das mesmas parece mínimo.

O objetivo do estudo de Karl et al. (2012) foi comparar o desenvolvimento de tensão de próteses fixas de três elementos cimentadas sobre implantes. As restaurações estudadas foram: infraestruturas CAD/CAM em zircônia com e sem revestimento cerâmico, cópias usinadas das infraestruturas CAD/CAM sem revestimento e cópias usinadas das próteses com contorno anatômico. Todas as restaurações foram fabricadas para atender um modelo *in vitro* com dois implantes e *strain gauges*, localizados mesial e distal aos mesmos, registraram os valores de tensão durante a fixação das restaurações. Os valores médios absolutos de tensão, para os diferentes locais de avaliação, variaram de 83,23 $\mu\text{m}/\text{m}$ para as cópias com contorno anatômico a 301,20 $\mu\text{m}/\text{m}$ para infraestruturas CAD/CAM com cobertura cerâmica. Infraestruturas CAD/CAM, sem revestimento cerâmico, apresentaram valores de tensão média inferiores a 200 $\mu\text{m}/\text{m}$. Portanto, a confecção de restaurações usinadas com contorno anatômico pode ser uma alternativa para o alcance de uma melhor passividade de adaptação de próteses implanto-suportadas.

Sierraalta et al (2012) avaliaram e compararam a precisão de adaptação de infraestruturas totais usinadas em titânio e fundidas convencionalmente. Para isso, quinze modelos confeccionados, a partir de um guia cirúrgico CAD/CAM, foram separados em dois grupos: cinco enviados para laboratórios de prótese dentária para serem fundidos em liga de paládio-ouro e dez escaneados para fabricação de barras usinadas em titânio. Através de um software de medição, foram comparadas as imagens das réplicas dos implantes com o modelo definitivo. Os resultados demonstraram que as médias dos *gaps* verticais das infraestruturas fundidas foram de 0,021 (+0,004) mm e 0,012 mm (0,002) mm enquanto que, para as estruturas de titânio, os valores foram 0,0037 (+0,0028) mm e 0,0024 mm (+0,0005) mm. Esses dados corresponderam aos valores obtidos durante adaptações fixas e não fixas, respectivamente. Assim, infraestruturas de próteses totais fixas, usinadas em peça única, forneceram uma melhor precisão de adaptação que as infraestruturas fundidas convencionalmente.

2.3.2.2. Sinterização a Laser

A sinterização a laser é uma técnica de fabricação de objetos sólidos de forma livre desenvolvida por Carl Deckard para a sua dissertação de mestrado, na Universidade do Texas, patenteado em 1989 (MAZZOLI, 2013). É uma técnica CAD/CAM capaz de construir modelos tridimensionais, camada por camada, com base em imagens geradas em computador que surgiu, junto a outras tecnologias semelhantes, dando a possibilidade de produção de objetos com certa complexidade de geometria que os métodos de usinagem não eram capazes de alcançar (BERRY et al., 1997; MANGANO et al., 2012). É uma tecnologia de fabricação particularmente útil para muitas aplicações na engenharia biomédica, uma vez que permite a construção de modelos anatômicos personalizados ou implantes com elevados níveis de precisão. Através de um modo aditivo de construção de formas, é um método rápido de produção de objetos a partir de modelos CAD 3D, dados adquiridos por sistemas de digitalização 3D, tomografia computadorizada ou imagens de ressonância magnética. Os arquivos CAD são então adquiridos por um desses métodos e exportados em formato STL (padrão de linguagem por triangulação) que é o formato padrão para troca de arquivos na indústria (MAZZOLI,

2013). Seu modo de ação gira em torno de um feixe de laser que é traçado sobre a superfície de um pó fortemente compactado feito de material termoplástico. O calor proveniente do laser derrete seletivamente o pó quando ele o atinge sob a orientação do sistema computacional e o desenho de cada camada obtida é a forma da secção transversal do modelo a um determinado nível específico. Isto ocorre em uma câmara de fabricação totalmente selada que é mantida a uma temperatura abaixo do ponto de fusão do pó. Assim, o calor proveniente do laser precisa apenas se elevar ligeiramente para provocar a sinterização, acelerando consideravelmente o processo (AKOVA et al., 2009; MANGANO et al., 2012; MAZZOLI, 2013). As principais vantagens da sinterização seletiva a laser são: processo rápido e econômico, peças duráveis, funcionais e complexas, pequena produção em série e obtenção de trabalhos de alta precisão. As desvantagens incluem: peças com superfície granulada, porosa e áspera, mas que podem ser facilmente preparadas com acabamentos de bom nível e detalhes não tão vivos e refinados quanto aos obtidos por outras técnicas de prototipagem (MAZZOLI, 2013).

Sinterização seletiva a laser, impressão tridimensional e PolyJet são técnicas de prototipagem rápida para fabricação de protótipos a partir de imagens biomédicas virtuais. Buscando analisar a capacidade dessas técnicas para reprodução de modelos anatômicos, Ibrahim et al. (2009) realizaram um estudo comparando modelos de mandíbula de cada técnica e seus erros dimensionais. Exames de imagem foram realizados a partir de uma mandíbula seca, manipulados em um software e os protótipos foram produzidos por cada técnica estudada. Treze medidas lineares, de cada protótipo, foram feitas e comparadas com as medições da mandíbula seca reproduzida. Os resultados mostraram erros dimensionais de 1,79%, 3,14% e 2,14% para sinterização a laser, impressão 3D e PolyJet, respectivamente. Com isso, os autores concluíram que todos os modelos foram reproduzidos satisfatoriamente quanto aos detalhes anatômicos, mas que os protótipos sinterizados a laser e confeccionados por PolyJet mostraram melhores precisões dimensionais.

Akova e colaboradores (2009) realizaram um estudo com o intuito de comparar a resistência de união a forças de cisalhamento da porcelana dental com ligas de Co-Cr e Ni-Cr fundidas convencionalmente e liga de Co-Cr sinterizada a laser. Para isso, 10 barras de metalocerâmica foram confeccionadas para cada

grupo e passaram por um teste de cisalhamento, em uma máquina de teste universal, até que falhas ocorressem. Posteriormente, os espécimes fraturados foram observados em microscópio para classificação do tipo de falha. Apesar de a força de união média de cisalhamento ter sido maior para o grupo Ni-Cr ($81,6 \pm 14,6$ MPa), as forças de ligação não foram significativamente diferentes ($P > 0,05$) para os espécimes de Co-Cr fundidos ($72,9 \pm 14,3$ MPa) e sinterizados a laser ($67,0 \pm 14,9$ MPa). Quanto ao tipo de falha, todas as amostras de ligas fundidas apresentaram falhas mistas, ou seja, coesivas e adesivas. Cinco amostras sinterizadas a laser exibiram falhas mistas e cinco mostraram falhas adesivas à porcelana. Apresentando este resultado, os autores concluíram que, apesar de uma técnica promissora, a sinterização a laser ainda necessita de estudos adicionais quanto às propriedades das ligas utilizadas e ao grau de adaptação de suas peças.

Procurando estudar esta nova técnica de confecção de infraestruturas em ligas de metais básicos, Ucar et al. (2009) compararam o ajuste interno de coroas sinterizadas a laser em Co-Cr e fundidas convencionalmente em Co-Cr e Ni-Cr. Para isso, doze preparos, representando um incisivo central superior direito, foram confeccionados para cada grupo. O encaixe das coroas sobre estes modelos de dente foi avaliado por meio de 2 técnicas diferentes: peso da silicona de adição utilizada como material de cimentação e mensuração da largura do espaço interno das amostras seccionadas longitudinalmente. Valores significativamente mais elevados do peso da silicona de adição foram observados no grupo de Co-Cr sinterizado a laser ($14,34 (\pm 1,67)$ mg) em comparação com os grupos fundidos convencionalmente Ni-Cr ($9,36 (\pm 1,97)$ mg) / Co-Cr ($7,85 (\pm 1,19)$ mg) e a média das larguras do afastamento interno não apresentaram diferenças significativas entre os três grupos estudados. Apesar destes resultados, os autores concluíram que a sinterização a laser pode ser uma técnica promissora na confecção de coroas.

O objetivo do estudo de Işeri, Özkurt e Kazazoğlu (2011) foi comparar a resistência de união ao cisalhamento do titânio, obtido através de diferentes técnicas, à porcelana dental. Dois tipos de porcelanas dentárias foram aplicados sobre espécimes de titânio fundidos, usinados e sinterizados a laser. O teste de resistência de união foi realizado e uma análise da superfície fraturada foi conduzida para determinação dos modos de falha ocorridos. Entre os espécimes de titânio, os valores de resistência de amostras sinterizadas a laser foram significativamente

maiores do que as amostras usinadas e fundidas. Na comparação entre os diferentes tipos de porcelana para o grupo sinterizado, não houve diferenças estatisticamente significativas e espécimes de todos os grupos exibiram falhas adesivas. Com isso, os resultados mostraram que pó de titânio sinterizado a laser, para formar uma infraestrutura de porcelana dental, apresenta uma melhor resistência de união se comparado com o fundido ou usinado. Segundo os autores, a nova técnica de sinterização a laser na produção de titânio para aplicações protéticas parece promissora, porém, antes de sua aplicação clínica, critérios como características químicas e físicas e precisão de adaptação das restaurações ainda devem ser estudados.

Um estudo *in vitro* realizado por Örtorp et al. (2011) procurou avaliar e comparar a adaptação interna e marginal de próteses parciais fixas de 3 elementos fabricadas em Co-Cr por meio de quatro diferentes técnicas: cera perdida convencional (LW), cera usinada com cera perdida (MW), usinagem em Co-Cr (MC) e sinterização a laser direta de metal (DLMS). Cada grupo possuía 8 corpos de prova que foram cimentados em modelos de gesso tipo IV reproduzidos a partir de um modelo mestre de resina epóxi. Este conjunto foi, então, seccionado de forma padronizada e a espessura do filme de cimento das fendas marginais e interna foi medida em um estereomicroscópio. Fotografias digitais foram tomadas a 12x de ampliação e, em seguida, analisadas usando um software de medição em μm . Baseados nas médias obtidas, os autores consideraram o melhor ajuste para o grupo DLMS 84 (± 60), seguido por MW 117 (± 89), 133 LW (± 89) e MC 166 (± 135). Diferenças estatisticamente significativas foram encontradas entre MC e DLMS. Houve, portanto, diferença na adaptação entre os grupos, com o melhor ajuste encontrado no grupo dos espécimes sinterizados a laser.

Tara et al. (2011) realizaram um estudo clínico com o objetivo de avaliar a evolução de coroas metalocerâmicas posteriores fabricadas através de sinterização a laser. Um total de sessenta restaurações foi instalado com cimento de ionômero de vidro em 39 pacientes e acompanhamentos anuais foram realizados. Durante um período médio de 47 meses, 1 restauração foi perdida por abandono do paciente, 1 coroa falhou pela extração do dente de suporte, devido a complicações endodônticas (falha biológica), 1 coroa descolou, 1 dente pilar teve que ser tratado endodonticamente e 3 dentes foram restaurados por causa de cáries. Nenhuma

complicação técnica ocorreu durante o período de observação. A taxa de sobrevivência cumulativa, de acordo com análise de Kaplan-Meier, após 47 meses foi de 98,3%, valor comparável com o de restaurações metalocerâmicas obtidas através da técnica convencional. Segundo os autores, os resultados do estudo sugeriram que a evolução clínica de coroas metalocerâmicas posteriores, fabricadas através da tecnologia de sinterização a laser, é promissora.

Mangano et al. (2012) publicaram um artigo descrevendo o uso da sinterização a laser na produção de implantes personalizados, com bases em forma de lâmina, para a reabilitação de mandíbulas posteriores extremamente atrofiadas. Para os autores, esses implantes em titânio podem constituir uma alternativa para pacientes com atrofia de mandíbula que não estão dispostos a se submeter a técnicas mais convencionais, tais como regeneração óssea e instalação de implantes de diâmetro estreito, ou mesmo para pacientes que não possuem condições financeiras para bancar procedimentos regenerativos complexos. Os implantes foram confeccionados, sob medida, por meio da técnica de sinterização a laser, instalados em uma região posterior da maxila com espessura menor que 4 mm e imediatamente restaurados com próteses parciais fixas. Após dois anos recebendo carga, todos os implantes estavam em função e mostravam uma boa integração estética. Ainda são necessários mais estudos e uma amostra maior de pacientes para avaliar os efeitos e benefícios deste tratamento, no entanto, esta técnica pode se consolidar como uma opção terapêutica adequada para a reabilitação de mandíbulas extremamente atrofiadas.

A instalação de implantes dentários com o auxílio da computação parece ser de grande utilidade para uma abordagem sem retalho. Por isso, o objetivo do estudo de Di Giacomo et al. (2012) foi avaliar a precisão e as complicações que possam surgir com o uso de guias cirúrgicos sinterizados a laser para a colocação de implantes dentários sem retalho e instalação imediata de próteses definitivas. Para isso, sessenta implantes e doze próteses foram instaladas em 12 pacientes. Posteriormente, foram medidos os desvios laterais (coronal e apical) e angular entre os implantes virtualmente planejados e os instalados. Os pacientes foram acompanhados por 30 meses e as complicações cirúrgicas e protéticas foram documentadas. A média e desvio padrão dos desvios angulares, coronal e apical foram $6,53^\circ \pm 4,31^\circ$, $1,35 \pm 0,65$ mm e $1,79 \pm 1,01$ mm, respectivamente. A taxa de

complicação total foi de 34,41% e as taxas de sobrevivência cumulativa para implantes e próteses foram 98,33% e 91,66%, respectivamente. Assim, concluiu-se que a cirurgia de implante dentário auxiliado por computador, diante desta técnica, ainda requer melhoria e devem ser consideradas como em fase de desenvolvimento.

Com o objetivo de avaliar o desajuste vertical e a microinfiltração de infraestruturas cimentadas sobre implantes confeccionadas por sinterização a laser e fundidas a vácuo, Oyagüe e colaboradores (2012a) utilizaram infraestruturas de três elementos separadas em três grupos, cada qual apresentando 30 corpos de prova: LS - sinterizadas a laser em Co-Cr; CC - fundidas a vácuo em Co-Cr e CP - fundidas a vácuo em Pd-Au. Cada grupo foi dividido em três subgrupos (n=10) de acordo com o cimento utilizado para fixação sobre dois pilares pré-fabricados: Ketac Cem Plus (KC); Panavia F 2.0 (PF) e RelyX Unicem 2 Automix (RXU). Após 30 dias em água, o desajuste vertical foi medido através de um microscópio eletrônico de varredura e a microinfiltração marginal recebeu *scores* através de um microscópio digital. Os resultados deste estudo mostraram que infraestruturas confeccionadas por sinterização a laser apresentaram melhor adaptação marginal, seguidas pelos grupos CP e CC. Quanto à microinfiltração, os melhores desempenhos foram dos cimentos resinosos. Como significância clínica, os autores concluíram que a sinterização a laser em liga de Co-Cr pode se constituir uma boa alternativa para o alcance da adaptação passiva de infraestruturas cimentadas sobre implante.

Neste mesmo ano, Oyagüe et al. (2012b) publicaram um outro estudo avaliando infraestruturas sinterizadas a laser. Desta vez, a discrepância vertical de infraestruturas implanto-suportadas de três elementos, obtidas por meio de diferentes métodos de fabricação, foi analisada em microscópio eletrônico de varredura. As infraestruturas foram construídas por sinterização a laser em Co-Cr e pela técnica convencional em Co-Cr, Ni-Cr-Ti e Pd-Au. Amostras de cada grupo foram cimentadas, aleatoriamente, usando cimento de ionômero de vidro modificado por resina, cimento auto-adesivo e cimento a base de acrílico / uretano (n = 12). A partir das imagens obtidas pelo microscópio eletrônico de varredura, as infraestruturas sinterizadas a laser conseguiram o melhor ajuste por cimento testado. Dentro de cada grupo, o cimento de ionômero de vidro modificado por resina e cimentos a base de acrílico / uretano produziram discrepâncias comparativamente

mais baixas do que o cimento auto-adesivo. Contudo, todos os valores de desajuste foram considerados clinicamente aceitáveis.

No ano seguinte, Oyagüe et al. (2013) publicaram um estudo semelhante avaliando desajuste e microinfiltração, mas desta vez utilizando copings cimentados sobre implantes. As infraestruturas unitárias foram confeccionadas por sinterização a laser em Co-Cr (LS), fundição a vácuo em Co-Cr (CC) e fundição a vácuo em Ni-Cr-Ti (CN). Amostras de cada grupo foram, aleatoriamente, cimentadas em pilares de titânio por meio de: GC Fuji PLUS (FP); Clearfil Esthetic Cement (CEC); RelyX Unicem 2 Automix (RXU) e DentoTemp (DT) (n=15). Após 60 dias de armazenamento em água, o desajuste vertical foi analisado em microscópio eletrônico de varredura e a microinfiltração do cimento através de um microscópio digital. Independente do tipo de cimento, as amostras LS apresentaram a melhor adaptação. Os grupos CC e CN também apresentaram uma boa adaptação, porém, maiores pontos de microinfiltração. Com isso, os autores concluíram que a sinterização a laser pode ser uma alternativa confiável para a fundição de ligas de metais básicos e que não houve uma forte correlação desajuste-microinfiltração.

O estudo de Suleiman e von Steyern (2013) teve como objetivo comparar a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas com infraestruturas em Co-Cr fabricados por meio de diferentes técnicas (fundição, usinagem e sinterização a laser). Assim, um total de 50 coroas idênticas foram fabricadas e subdivididas em cinco grupos: Co-Cr fundido, Co-Cr usinado, dois grupos de Co-Cr sinterizado a laser - (1) EOS CobaltChrome SP2; (2) Wirobond C⁺ - e um grupo controle de liga de ouro fundida. As coroas foram submetidas à termociclagem (5000 ciclos, 5-55 °C) e pré-carga (30-300 N, 10.000 ciclos) sendo carregadas até a ocorrência de fratura. A quantidade de carga (N) e o modo de fratura foram registrados. Houve, então, uma diferença significativa na resistência à fratura entre o grupo controle e um dos grupos sinterizados a laser. Os valores médios (N) foram os seguintes: Co-Cr fundido, 1560 ± 274; Co-Cr usinado, 1643 ± 153; Co-Cr sinterizado a laser 1, 1448 ± 168; Co-Cr sinterizado a laser 2, 1562 ± 72 e grupo controle, 1725 ± 220. Como conclusão, os autores alegaram que, apesar do grupo controle apresentar uma resistência significativamente maior que um dos grupos com coroas confeccionadas com base de Co-Cr, não houve diferença de resistência entre os grupos Co-Cr produzidos através de diferentes tecnologias de produção.

3. PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem como objetivo avaliar e comparar, através da tensão gerada em intermediários e região peri-implantar simulada, a precisão da adaptação de infraestruturas parafusadas sobre implantes, confeccionadas por três diferentes métodos, por meio da análise com *strain gauges*, verificando:

1. Qual método entre usinagem pela técnica CAD/CAM, sinterização a laser pela técnica CAD/CAM e técnica convencional de fundição por cera perdida proporciona infraestruturas mais passivas.
2. Quais as regiões sofreram maiores concentrações de tensão após o apertamento dos parafusos de fixação.
3. A hipótese nula de que não haverá diferença entre as quantidades de tensão desenvolvidas pela fixação de corpos de prova produzidos pela técnica convencional da cera perdida e aqueles produzidos pelas técnicas CAD/CAM testadas.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1. Modelo experimental

Com o intuito de simular uma condição clínica, dois implantes hexágono externo com 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento (Bonelike, Biomet 3i - São Paulo, Brasil) foram dispostos às regiões correspondentes aos dentes 43 (Implante M - mesial) e 45 (Implante D - distal) em um modelo de resina à base de poliuretano (Resina F16, Axson Brasil - São Paulo, Brasil), um material isotrópico, ou seja, com as mesmas propriedades físicas em todas as direções, e módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo trabecular humano (O'MAHONY et al, 2000; MORETTI-NETO et al., 2011).

Para isso, o poliuretano teve seus dois líquidos componentes (poliol e isocianato) proporcionados, de acordo com o fabricante, através do mesmo peso (materiais com densidades diferentes), manipulados por 60 segundos em um recipiente de vidro e, após apresentar homogeneidade, a mistura foi vertida em uma matriz de metal em forma de "U" para simulação do arco mandibular. No momento do vazamento, os dois implantes encontravam-se fixos paralelamente de forma aparafusada em uma tampa sobre a matriz e, à medida que ocorria o preenchimento da mesma com poliuretano, o material incorporava os dois implantes em seu interior. Ao final da presa, foi realizada a desmoldagem e obtido o modelo com os dois implantes posicionados com plataformas ao nível do poliuretano e com uma distância, de centro a centro, de 14 mm entre si (Figura 4).

Figura 4 - Confeção do modelo experimental. *Esquerda*: manipulação do poliuretano; *centro*: matriz metálica; *direita*: implantes inseridos em poliuretano com distância de 14 mm de centro a centro.

O modelo foi então fixado em uma base de resina termopolimerizável e metal para que não sofresse qualquer tipo de movimentação, o que poderia influenciar no resultado dos testes. Com o modelo fixo, pilares universais (Biomet 3i, São Paulo, Brasil) com cinta de 5 mm de altura foram instalados sobre os implantes sob um torque de 20 Ncm aplicado com o auxílio de um dispositivo controlador de torque (Nobel Biocare Torque Controller - Gotemburgo, Suécia). A altura da cinta do intermediário utilizada foi selecionada de acordo com o espaço necessário para a colagem dos medidores de tensão que seriam utilizados na pesquisa.

4.2. Corpos de prova

4.2.1. Duplicação do modelo experimental

Com o modelo experimental pronto, o passo seguinte foi a realização da moldagem de transferência dos intermediários para a obtenção do modelo sobre o qual seriam confeccionados os corpos de prova. Transferentes quadrados de moldeira aberta (Biomet 3i - São Paulo, Brasil) foram parafusados sobre os pilares universais e estabilizados com fio dental e resina acrílica quimicamente ativada (Duralay Reliance Dental - Chicago, USA) aplicada em incrementos pela técnica do pincel. Uma moldeira aberta na região dos implantes, com dupla mistura de silicone de condensação (Zhermack Spa - Badia Polesine, Itália), foi posicionada sobre o modelo e a moldagem pela técnica do arrasto foi realizada.

Em seguida, o molde preparado recebeu análogos de pilares universais (Biomet 3i - São Paulo, Brasil) que, depois de posicionados cuidadosamente, foram fixados através de parafusos. Posteriormente, gesso tipo IV (Durone IV, Dentsply - Rio de Janeiro, Brasil) foi proporcionado, manipulado e vazado conforme as orientações do fabricante e, após a presa do material, o modelo de gesso foi removido e uma réplica do modelo de poliuretano foi obtida (Figura 2).

Para a simulação da condição clínica proposta pelo estudo, sobre o modelo de gesso especial foi construída uma gengiva artificial com cera 7 (Lysanda - São Paulo, Brasil) e dentes de resina (dentes 42 e 46) foram posicionados adjacentes ao espaço protético. Com base neste modelo, os corpos de prova poderiam ser

construídos com as dimensões e a anatomia apropriadas para o caso, levando em consideração os possíveis pontos de contato das restaurações (Figura 5).

Figura 5 - (A) Modelo mestre em poliuretano com pilares universais instalados; (B) Modelo de gesso tipo IV com análogos dos pilares universais; (C) Modelo de gesso simulando uma situação clínica

4.2.2. Confecção dos corpos de prova

4.2.2.1. Por meio das Técnicas CAD/CAM

Todas as etapas para a obtenção das infraestruturas fabricadas pela técnica CAD/CAM foram realizadas na Central de Usinagem CUBO localizada na cidade de São Paulo, Brasil.

Desenho auxiliado por computador

Para que a reprodução da situação clínica para a qual se desejava construir uma restauração protética fosse digitalizada e compreendida pelo computador, o modelo de gesso, contendo os análogos dos pilares universais, foram escaneados através da técnica de varredura angular a laser (Scanner XCAD - São Paulo, Brasil). Previamente ao início do processo, corpos de escaneamento foram inseridos sobre os análogos e, visando uma melhor captação das imagens pelo laser, o conjunto modelo-corpos recebeu uma camada de spray opaco, evitando a ocorrência de áreas translúcidas e superfícies refletoras no objeto. A partir deste momento, o modelo pôde ser posicionado em uma plataforma e se aguardou o escaneamento.

Os corpos de escaneamento (Figura 6) são dispositivos selecionados para cada tipo de pilar, considerando-se a marca comercial dos mesmos. Ao serem escaneados, esses corpos são identificados pelo programa de computador do escaner (XCAD Dental Design - São Paulo, Brasil), que possui uma base de dados com diversos desenhos de intermediários e, automaticamente, há a incorporação do desenho dos pilares sobre os quais a infraestrutura será construída. Neste momento, a gengiva e os dentes adjacentes ao espaço protético também são considerados e influenciam no desenho da futura restauração.

Figura 6 - Corpos de escaneamento

Com o auxílio de um software (Exocad, Fraunhofer-Gesellschaft - Munique, Alemanha), a futura infraestrutura foi então desenhada sobre o a região de contato com o pilar cedida pela própria base de dados do computador. A infraestrutura apresentou sobre os pilares a anatomia de um segundo pré-molar inferior (sobre o Implante D) e um canino inferior (sobre o Implante M), correspondendo aos dentes 45 e 43 respectivamente. Entre eles, o desenho de um elemento suspenso (dente 44) esteve presente com a caracterização de um primeiro pré-molar (Figura 7). O desenho finalizado foi então gravado como um arquivo em formato .STL, podendo se enviado para qualquer tipo de sistema CAM.

Figura 7 - Desenho da infraestrutura obtida através do sistema CAD. Detalhe para a região em vermelho correspondente à área de contato com os intermediários cujo desenho já estava contido na base de dados do software.

Manufatura auxiliada por computador

a. Usinagem

A usinagem de infraestruturas, de acordo com o desenho pré-estabelecido em CAD, foi realizada utilizando blocos de zircônia. Para isso, o arquivo em formato .STL, obtido na fase anterior, foi aberto em um software (DentMill 2012, Delcam - Birmingham, Inglaterra) de computador. Este computador encontrava-se integrado à máquina de fresagem e, além de receber o desenho da peça a ser usinada, nele foi estabelecido o tipo de material e a quantidade de infraestruturas a serem confeccionadas.

Ao selecionar o tipo de material a ser usinado, neste estudo uma zircônia pré-sinterizada (menos resistente ao corte), o programa automaticamente determinou as dimensões das peças que seriam fabricadas. Esta etapa é necessária pois, de acordo com as propriedades do material, as peças deveriam sair da fresadora em um tamanho maior para que, após a contração de sinterização da zircônia, atingissem dimensões compatíveis com o trabalho desejado.

Após a especificação do material, um bloco de zircônia em forma de disco foi posicionado em uma máquina de usinagem contendo 5 eixos (RXP 500 DSC, Röders GmbH - Soltau, Alemanha) (Figura 8) e, a partir de um comando dado através do computador, iniciou-se o corte mecânico do bloco sob irrigação. Após a fresagem, as quatro infraestruturas foram desconectadas do bloco e passaram pelo processo de sinterização em um forno elétrico (FE-1700, INTI Equipamentos Termoeletricos - São Carlos, Brasil) a 1580°C por 12 horas (Figura 9). Ao final deste processo, os corpos de prova sofreram contração, adquirindo o tamanho da peça desejada para o estudo (Figura 10).

Figura 8 - Máquina de usinagem

Figura 9 - Forno de sinterização

Figura 10 - Infraestrutura usinada em zircônia. *Esquerda* - vista vestibular; *centro* - vista lingual; *direita* - vista oclusal

b. Sinterização a Laser

Para a sinterização a laser, o arquivo em .STL obtido por CAD foi aberto em um software especializado em fabricações aditivas (CAMbridge, 3shape - Copenhagen, Dinamarca). A partir daí, as configurações para o processo de obtenção das infraestruturas foram estabelecidas, como a escolha de uma liga de Co-Cr em pó (EOS CobaltChrome SP2 para EOSINT M 270 - Co: 61.8 - 65.8%, Cr: 23.7 - 25.7%, Mo: 4.6 - 5.6%, W: 4.9 - 5.9%, Si: 0.8 - 1.2%, Fe: max. 0.50%, Mn: max. 0.10% - EOS GmbH - Krailling, Alemanha) como material e a quantidade de peças desejada.

O processo de sinterização a laser necessita de um ambiente a vácuo para que não haja a oxidação do metal, para isso, uma máquina de administração de gás acoplada à máquina de sinterização a laser (EOSINT M 270, EOS GmbH - Krailling, Alemanha) (Figura 11) foi acionada antes do início do processo de confecção das peças. Aguardou-se, portanto, o processo de retirada do oxigênio e incorporação de nitrogênio no ambiente interno da máquina de sinterização e, feito isso, houve o acionamento da mesma através do computador para o início do processo de fabricação.

Com o acionamento da máquina, um laser de alta potência se deslocou sobre uma porção de pó de metal depositada em uma plataforma e foi promovendo a fundição de suas partículas de acordo com o desenho transversal da peça (Figura 12). Após a fundição de uma camada de metal, foi depositada mais uma quantidade de pó que foi fundida e incorporada à peça, assim, a mesma foi construída na forma de camada por camada, cada uma com cerca de 20 μm de espessura. Ao final deste processo, quatro corpos de prova de Co-Cr foram obtidos por sinterização a laser.

Figura 11 - Máquina de sinterização a laser acoplada à administradora de gás

Figura 12 - Camada de pó de metal fundida por feixes de laser

Após o término da sinterização a laser, as peças passaram por um pós-processamento para a dissipação de tensões em um forno (FI-1300, INTI Equipamentos Termoeletrônicos - São Carlos, Brasil) com atmosfera de argônio e receberam uma limpeza superficial através de jateamento com óxido de alumínio. Além disso, passaram por um acabamento final com discos de carborundum e pedras verdes (sc13 e sc20) devido à rugosidade que apresentam em decorrência do tipo de processo de confecção (Figura 13). Este acabamento foi realizado por um mesmo técnico e se restringiu à parte externa das peças.

Figura 13 - Infraestrutura em Co-Cr sinterizada a laser antes (acima) e após (abaixo) acabamento. *Esquerda* - vista vestibular; *centro* - vista lingual; *direita* - vista oclusal; *abaixo* - vista interna.

4.2.2.2. Por meio da Técnica Convencional da Cera Perdida

Inicialmente, uma matriz de silicone de condensação densa (Zetalabor, Zhermack Spa - Badia Polesine, Itália) foi criada utilizando como base uma das infraestruturas confeccionadas pela técnica CAD/CAM (Figura 14). Em seguida, dois cilindros protéticos pré-fabricados de titânio (Biomet 3i - São Paulo, Brasil) foram posicionados sobre os análogos dos pilares universais no modelo de gesso. Com os cilindros devidamente posicionados e a matriz de silicone como molde para a padronização dos corpos de prova, foi realizado o enceramento (Cera azul, Rainbow - São Paulo, Brasil) das infraestruturas de três elementos contendo dois pilares (43 e 45) e um pêntico (44).

Figura 14 - Matriz de silicone confeccionada para padronização dos corpos de prova

As infraestruturas ainda em fase de padrão de cera foram unidas a canais de alimentação e fixadas em bases formadoras de cadinho (Polidental - São Paulo, Brasil). Neste momento, aplicou-se um agente redutor de tensão superficial (Surdacer, Polidental - São Paulo, Brasil) e o revestimento (Heat Shock, Polidental - São Paulo, Brasil) foi proporcionado, manipulado a vácuo e vertido para o interior dos anéis sob vibração de forma que envolvesse todos os padrões dos corpos de prova sem que bolhas estivessem presentes.

Completada a presa do revestimento, os anéis de fundição foram levados ao forno para eliminação da cera e a sobrefundição foi realizada respeitando-se as características técnicas da liga de níquel-cromo (VeraBond II, AalbaDent - Califórnia USA - Ni - 75,55%, Cr - 11,50%, Nb - 4,25%, Mo - 3,50%, Si - 3,50%, Al - 2,25%) utilizada. Ao final do processo, foram obtidas quatro infraestruturas fundidas em peça única ou monobloco (Figura 15) que, posteriormente, passaram por uma

limpeza com jato de óxido de alumínio e acabamento com brocas carbide e pedras especiais para preparo de metal. Durante estes procedimentos, os corpos de prova foram fixados sobre os análogos a fim de minimizar possíveis danos à região da interface entre intermediário e cilindro protético.

Figura 15 - Infraestrutura em Ni-Cr confeccionada convencionalmente pela técnica da cera perdida. *Esquerda* - vista vestibular; *centro* - vista lingual; *direita* - vista oclusal

4.2.3. Divisão dos grupos estudados e denominação dos corpos de prova

Ao final das etapas de confecção das infraestruturas, foram obtidos 12 corpos de prova - 4 usinados em zircônia, 4 sinterizados a laser em cobalto-cromo e 4 fundidos convencionalmente em níquel-cromo. Estes espécimes foram então divididos em três grupos, com quatro amostras cada, denominados usinados (U), sinterizados (S) e convencionais (C). Dentro de cada grupo, os corpos de prova foram identificados da letra "a" a letra "d" (Figura 16).

Figura 16 - Corpos de prova. *Esquerda* - grupo "U" usinados (Ua, Ub, Uc, Ud); *centro* - grupo "S" sinterizados (Sa, Sb, Sc, Sd); *direita* - grupo "C" convencionais (Ca, Cb, Cc, Cd).

4.3. Colagem dos *strain gauges* e confecção do circuito elétrico

Com todos os corpos de prova prontos para a realização dos testes, o circuito elétrico responsável pela medição de tensão pôde ser montado. A preocupação em se fazer esta montagem próximo ao início dos experimentos deve-se ao cuidado com os *strain gauges*, peças muito delicadas que podem ser facilmente danificadas e/ou descoladas e, conseqüentemente, prejudicadas quanto ao funcionamento.

Inicialmente, o modelo de poliuretano teve a sua área contralateral aos implantes, que não seria utilizada na pesquisa, seccionada com o objetivo de facilitar o seu manuseio e posicionamento na placa de circuito elétrico. Em seguida, o modelo já seccionado e os intermediários tiveram suas superfícies limpas com algodão embebido em acetona para a remoção de qualquer resíduo que pudesse influenciar na colagem dos medidores de tensão. Em seguida, uma gotícula de cola à base de cianoacrilato (Strain Gauge Cement, Kyowa Electronic Instruments - Tóquio, Japão) foi depositada na face inferior de cada *strain gauge* (Strain Gauges, Kyowa Electronic Instruments - Tóquio, Japão) e, com o auxílio de uma pinça, os mesmos foram posicionados nas regiões do poliuretano mesial, distal, vestibular e lingual à cabeça de cada implante e nas faces laterais dos intermediários, em três regiões não definidas, apenas equidistantes entre si. No total, quatorze *strain gauges* foram utilizados, oito em poliuretano e seis em intermediários, cada qual recebendo um número que variou de zero a treze (Figura 17 e Quadro 2).

Figura 17 - Esquema de localização e denominação dos *strain gauges*

Quadro 2 - Denominação e localização dos *strain gauges*

Strain Gauge	Localização	Strain Gauge	Localização
0	Implante D - distal	7	Implante M - distal
1	Implante D - lingual	8	Implante M - lingual
2	Implante D - mesial	9	Implante M - mesial
3	Implante D - vestibular	10	Implante M - vestibular
4	Intermediário D - região 1	11	Intermediário M - região 1
5	Intermediário D - região 2	12	Intermediário M - região 2
6	Intermediário D - região 3	13	Intermediário M - região 3

Cada *strain gauge* apresenta dois fios condutores (que foram encapados para se evitar interferências) cujas terminações foram soldadas por meio de solda de estanho e ferro para solda em uma placa de circuito elétrico afixada paralelamente à superfície do modelo de poliuretano. Esta placa de circuito foi confeccionada de forma individualizada para este estudo a partir de uma placa de chumbo (10 cm x 10 cm) que teve grande parte de sua superfície condutora removida por imersão em percloroeto de ferro dissolvido em água, permanecendo apenas o chumbo como condutor elétrico em forma de trilhas que foram planejadas como um percurso por onde seriam transmitidos os dados adquiridos pelos extensômetros (Figura 18).

Figura 18 - *Strain gauges* no circuito elétrico. Esquerda - *strain gauges* na superfície dos intermediários; centro - *strain gauges* na superfície do poliuretano; direita - *strain gauges* com terminações soldadas nas trilhas de chumbo.

A partir da placa de circuito, as informações obtidas pelos sensores fixados no poliuretano e intermediários seriam transmitidas através de fios soldados ao final das trilhas de chumbo até canais de dispositivos de aquisição de dados (National Instruments - Texas, USA). No total, havia três dispositivos de aquisição e 14 canais funcionando (um para cada *strain gauge*) que, conectados a um chassis (National Instruments - Texas, USA), recebiam as informações como sinais elétricos e as transmitiam em forma de sinais digitais para um computador por meio de uma conexão USB 2.0. Com o software LabVIEW 8.1 para Windows (National Instruments - Texas, USA) foi possível acompanhar, em números, os valores de tensão capturados por cada medidor durante o experimento (Figuras 19 e 20).

Figura 19 - Placa de circuito elétrico pronta. Fios condutores soldados na extremidade da placa levam informações até placas de aquisição de dados.

Figura 20 - Esquema de condução de informações sobre tensão obtidas por *strain gauges*. (A) fios condutores dos *strain gauges*; (B) solda entre terminais dos *strain gauges* e fios de condução elétrica; (C) fios condutores elétricos; (D) dispositivos de aquisição de dados; (E) chassis; (F) computador com software LabVIEW 8.1.

4.3.1. Modo de ação dos *strain gauges*

Extensômetros ou *strain gauges* são pequenas resistências elétricas pelas quais percorre uma corrente elétrica de baixa intensidade. Diante de qualquer deformação, esta resistência é alterada e uma tensão de saída é transmitida em forma de sinais elétricos. Esta tensão (ε) pode representar, portanto, a quantidade de deformação de um corpo quando este for submetido a uma determinada força.

Quando um material é tracionado, sofre um alongamento que é proporcional à força nele aplicada. A razão entre a variação do comprimento de um corpo ($\Delta L = L - L_0$) e seu tamanho inicial (L_0) corresponde à deformação específica (ε), expressa pela fórmula: $\varepsilon = \Delta L / L_0$. Como as unidades de medida de ΔL e L_0 são as mesmas, pode-se entender que a deformação específica é adimensional, isto é, não representa uma unidade, indicando apenas um valor ou uma porcentagem.

Os valores de deformação específica fornecidos por *strain gauges* são muito pequenos, na ordem de grandeza de 10^{-6} ou 0,000001, também representados por μ (micro). Portanto, compreende-se que os dados de deformação obtidos neste estudo foram em *microstrain* ou microdeformação ($\mu\varepsilon$). Além disso, valores positivos representaram deformação em forma de tração, enquanto que valores negativos, de compressão (ABDUO et al., 2011).

4.4. Realização dos testes

Foram utilizadas doze infraestruturas implanto-suportadas como corpos de prova - 4 usinadas em zircônia, 4 sinterizadas a laser em Co-Cr e 4 fundidas convencionalmente em Ni-Cr - que, ao serem fixadas com parafusos hexagonais de titânio (Biomet 3i - São Paulo, Brasil), possibilitaram a mensuração de tensões sobre intermediários e osso simulado - base de poliuretano. Para cada corpo de prova testado, foram utilizados parafusos novos, excluindo assim a possibilidade de interferências nos resultados relacionadas à fadiga dos mesmos.

Previamente à realização de cada teste, avaliava-se a tensão gerada pelo aperto dos parafusos dos intermediários fixados com torque de 20 Ncm, aplicados com auxílio de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque

Controller - Gotemburgo, Suécia). Com isso, eram obtidos dados de deformação para o aperto de cada intermediário e verificava-se o funcionamento do experimento. Caso fosse detectada alguma falha no circuito elétrico, o teste era reiniciado e validado apenas após a certeza de que o andamento do experimento estava correto. Os medidores de tensão são extremamente sensíveis a qualquer vibração ou movimento, por isso, muito cuidado deveria ser tomado.

Após o torque dos pilares universais, os medidores de tensão foram ajustados em zero e iniciou-se a análise das medidas de deformação em intermediários e poliuretano com relação à fixação dos corpos de prova. Cada espécime foi posicionado sobre os intermediários no modelo de poliuretano e os parafusos de fixação de titânio foram apertados manualmente com uma chave hexagonal manual longa de 1,2 mm (S.i.n. Sistema de implante - São Paulo, Brasil) até que fosse percebida resistência. Com a infraestrutura devidamente assentada, foi aplicado um torque de 10 Ncm com o dispositivo eletrônico de controle de torque (Figura 21). Para padronização dos testes, primeiramente, o torque foi efetuado no pilar distal (Implante D) e, em seguida, no mesial (Implante M).

Figura 21 - Uso do aparelho controlador de torque. *Esquerda* - torque de 20 Ncm no intermediário; *centro* - torque de 10 Ncm nos parafusos de fixação; *direita* - aparelho controlador de torque.

A obtenção dos dados de deformação detectados por cada *strain gauge* foi iniciada no momento do acionamento do dispositivo controlador de torque e finalizada após cinco minutos. Por meio do programa LabVIEW 8.1, os dados poderiam ser visualizados no monitor do computador e, ao final do teste, armazenados na forma de valores numéricos de microdeformação ($\mu\epsilon$). Visando uma maior fidelidade dos resultados, para cada corpo de prova foram realizadas quatro repetições no aperto dos parafusos.

Cada leitura forneceu cerca de 500 números dos quais foram utilizados os 100 últimos uma vez que, na fase final de cada análise, as deformações sofridas pelos intermediários e poliuretano já apresentavam estabilidade, diferentemente das fases anteriores em que os valores mostravam-se crescentes. Portanto, ao final de todo o processo de leitura, 400 números foram obtidos para cada corpo de prova.

4.5. Análise Estatística

Os dados numéricos de tensão, obtidos por meio da leitura dos 14 *strain gauges*, foram tabulados no programa Microsoft Excel 2010 e as médias absolutas foram determinadas para cada corpo de prova. A partir destas médias, testes estatísticos foram realizados no programa Statistica 10.

5. RESULTADOS

Os valores de tensão registrados por *strain gauges* são expressos em números positivos (tensão por tração) e negativos (tensão por compressão). No entanto, como este trabalho teve como objetivo o conhecimento acerca da quantidade e não da qualidade da tensão gerada ao sistema, apenas os valores absolutos dos dados obtidos foram utilizados na análise estatística. Além disso, se sinais positivos e negativos fossem considerados, haveria uma alteração de resultados, uma vez que a soma de números com sinais contrários é nula.

As médias de tensão obtidas para cada corpo de prova, considerando os diferentes locais de avaliação dos 14 *strain gauges* (8 em poliuretano e 6 em intermediários), estão representadas em *microstrain* ($\mu\epsilon$) na tabela em apêndice (Apêndice A). A partir destes valores, foram calculados média absoluta e desvio padrão para cada grupo de técnica utilizada: convencional (C), usinagem (U) e sinterização a laser (S). Estes dados foram representados em tabelas, separadamente, para os implantes D - distal (Tabela 1) e M - mesial (Tabela 2) e, em conjunto, no Gráfico 1, para uma visualização mais geral dos resultados.

Tabela 1 - Média e desvio padrão dos valores de tensão detectados em poliuretano e intermediário do Implante D (elemento 45) de acordo com a técnica de confecção de infraestruturas.

Implante Distal - elemento 45							
	Distal	Lingual	Mesial	Vestibular	Interm. 1	Interm. 2	Interm. 3
C	14,28 ±12,66	351,75 ±471,66	693,40 ±999,29	99,05 ±102,88	200,28 ±182,73	92,60 ±101,46	247,22 ±86,77
U	20,83 ±8,17	54,54 ±83,53	930,92 ±1330,83	22,47 ±28,82	70,11 ±96,71	284,12 ±229,09	191,97 ±111,05
S	16,50 ±8,98	165,57 ±192,31	130,83 ±72,26	5,37 ±1,80	196,57 ±72,03	139,22 ±82,56	88,71 ±16,39

Tabela 2 - Média e desvio padrão dos valores de tensão detectados em poliuretano e intermediário do Implante M (elemento 43) de acordo com a técnica de confecção de infraestruturas.

Implante Mesial - elemento 43							
	Distal	Lingual	Mesial	Vestibular	Interm. 1	Interm. 2	Interm. 3
C	112,72 ±87,16	288,15 ±318,47	15,79 ±10,05	16,42 ±10,37	175,39 ±220,65	43,21 ±25,57	60,34 ±43,47
U	87,43 ±84,44	119,08 ±180,00	24,12 ±6,78	19,27 ±12,84	120,61 ±61,33	84,97 ±88,60	76,39 ±40,64
S	135,04 ±76,19	61,27 ±54,30	10,21 ±1,99	8,33 ±4,66	43,06 ±35,50	11,36 ±7,08	99,90 ±94,17

Gráfico 1 - Médias absolutas dos valores de tensão obtidos para poliuretano e intermediários nos Implantes D - Distal e M - Mesial.

Como observado, as médias absolutas de tensão, em todos os locais analisados (poliuretano e intermediários dos dois implantes), variaram de 5,37 $\mu\epsilon$ a 930,92 $\mu\epsilon$. De acordo com a técnica de confecção das infraestruturas, os valores médios de tensão foram de: 14,28 $\mu\epsilon$ a 693,40 $\mu\epsilon$ para os corpos de prova fundidos convencionalmente; 19,27 $\mu\epsilon$ a 930,92 $\mu\epsilon$ para os corpos de prova usinados e 5,37 $\mu\epsilon$ a 196,57 $\mu\epsilon$ para os corpos de prova sinterizados a laser.

Considerando, separadamente, os dois implantes (Implante D parafusado primeiro e Implante M parafusado depois) os valores médios de tensão variaram, respectivamente, de 14,28 $\mu\epsilon$ a 693,40 $\mu\epsilon$ (D) e 15,79 $\mu\epsilon$ a 288,15 $\mu\epsilon$ (M) para os corpos de prova fundidos convencionalmente; 20,83 $\mu\epsilon$ a 930,92 $\mu\epsilon$ (D) e 19,27 $\mu\epsilon$ a 120,61 $\mu\epsilon$ (M) para os corpos de prova usinados e 5,37 $\mu\epsilon$ a 196,57 $\mu\epsilon$ (D) e 8,33 $\mu\epsilon$ a 135,04 $\mu\epsilon$ para os corpos de prova sinterizados a laser.

Quando calculadas as médias de tensão desenvolvidas em poliuretano e intermediários, separadamente, é possível observar o padrão de distribuição de forças após fixação dos diferentes grupos de infraestruturas. De acordo com a técnica aplicada, os valores de tensão determinados para poliuretano e

intermediários foram respectivamente: 198,94 $\mu\epsilon$ e 136,50 $\mu\epsilon$ para os corpos de prova convencionais; 159,83 $\mu\epsilon$ e 138,02 $\mu\epsilon$ para os corpos de prova usinados e 66,64 $\mu\epsilon$ e 96,47 $\mu\epsilon$ para os corpos de prova sinterizados a laser. Estes dados podem ser visualizados no gráfico abaixo (Gráfico 2).

Gráfico 2 - Média de tensões sobre poliuretano e intermediários de acordo com a técnica de confecção das infraestruturas.

Após a obtenção dos valores médios de tensão de acordo com a técnica de confecção da infraestrutura e a localização dos *strain gauges*, foi realizado o teste de Bartlett para verificação de homogeneidade entre as médias absolutas dos diferentes grupos. Como esta homogeneidade não foi constatada, estas médias de tensão tiveram que passar por uma transformação logarítmica para a aplicação dos testes estatísticos de comparação entre os grupos. Os valores transformados em logaritmos podem ser visualizados na tabela contida no Apêndice B.

Com as médias absolutas em forma de logaritmos, pôde ser aplicado o teste estatístico Análise de Variância (ANOVA) a dois critérios, sendo eles: técnica de confecção das infraestruturas e local das medições de tensão. Para um nível de significância de 95% ($p < 0,05$), houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos em relação aos diferentes locais de desenvolvimento de tensão, porém, quanto às diferentes técnicas analisadas e à interação entre técnica e local, não houve (Tabela 3).

Tabela 3 - ANOVA a dois critérios para as variáveis técnica de confecção de infraestruturas e localização das medidas de tensão.

Efeito	Grau de Liberdade	Quadrado Médio	Grau de Liberdade	Quadrado Médio	F	p
	Efeito	Efeito	Erro	Erro		
Técnica	2	0,845137	9	0,453536	1,863438	0,21030
Local	13	2,002147	117	0,21765	9,198918	0,00000*
Interação	26	0,324991	117	0,21765	1,493178	0,07759

* diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

Como a análise de variância a dois critérios demonstrou que existiu diferença estatisticamente significativa em relação aos locais do desenvolvimento de tensão e, para saber quais deles apresentaram semelhanças entre si, foi aplicado, como teste complementar, o teste Tukey de comparações múltiplas. Através da Tabela 4, pode-se observar a semelhança entre os valores de tensão avaliados no intermediário do Implante D (Interm. 1, Interm. 2, Interm. 3), bem como no intermediário do Implante M (Interm. 1, Interm. 2, Interm. 3). Em relação aos valores encontrados em poliuretano (Tabela 5), apresentaram semelhança entre si as regiões linguais dos dois implantes, mesial do Implante D (elemento 45) e distal do Implante M (elemento 43), todas representando as maiores médias de tensão no material. As regiões de intermediários e poliuretano citadas acima apresentaram tensões estatisticamente semelhantes, diferindo apenas das áreas em poliuretano associadas às extremidades das peças, ou seja, distal do Implante D e mesial do Implante M.

Tabela 4 - Teste de Tukey para comparação entre as áreas avaliadas em intermediários.

Intermediários					
Implante D			Implante M		
Local	Média	Tukey	Local	Média	Tukey
Interm. 1	155,65	E	Interm. 1	113,02	CDE
Interm. 2	171,98	DE	Interm. 2	46,51	ABCD
Interm. 3	175,96	E	Interm. 3	78,88	BCDE

Médias assinaladas com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela 5 - Teste de Tukey para comparação entre as faces avaliadas em poliuretano.

Poliuretano					
Implante D			Implante M		
Local	Média	Tukey	Local	Média	Tukey
Distal	17,20	AB	Distal	111,73	DE
Lingual	190,62	BCDE	Lingual	156,17	BCDE
Mesial	585,05	E	Mesial	16,71	AB
Vestibular	42,30	ABC	Vestibular	14,67	A

Médias assinaladas com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

6. DISCUSSÃO

A passividade tem sido descrita como um objetivo importante na fabricação de restaurações implanto-suportadas. Infraestruturas sobre implantes com assentamento não passivo são mais vulneráveis a complicações e podem prejudicar a previsibilidade do trabalho restaurador. Afrouxamento de parafusos, falha de componentes e até alterações no tecido ósseo peri-implantar são algumas das possíveis consequências de falhas na passividade. Contudo, produzir uma restauração sobre implante com um encaixe verdadeiramente passivo, ou seja, provocando microtensões iguais a zero sobre o sistema (KARL et al., 2004), ainda é impraticável. Com isso, a busca por materiais e técnicas que desempenhem um melhor resultado biomecânico para este tipo de tratamento ainda é necessária.

A quantidade de tensão desenvolvida em um sistema de implantes, a partir da fixação de uma infraestrutura, relaciona-se com o grau de precisão da mesma, principalmente quando se trata de peças retidas por parafuso. Isto ocorre porque os implantes osseointegrados carecem da resiliência do ligamento periodontal e o encaixe por parafuso é pouco tolerante a imprecisões (SAHIN, ÇEHRELI, 2001; KARL et al., 2008c; KARL, TAYLOR, 2011). De acordo com vários estudos, há uma correlação positiva entre a magnitude da desadaptação e a tensão induzida (HEGDE et al., 2009; ABDUO, LYONS, 2012; ABDUO, SWAIN, 2012). À medida que a desadaptação de uma infraestrutura sobre implante aumenta, os valores de tensão sobre o sistema também aumentam, independentemente do material que a compõe.

Infraestruturas implanto-suportadas confeccionadas por meio da técnica CAD/CAM têm demonstrado uma adaptação superior a infraestruturas fundidas convencionalmente. Este resultado pode ser atribuído à possibilidade de maior precisão de procedimentos industriais controlados e à exclusão de etapas passíveis de erros como enceramento, inclusão em revestimento e fundição (KARL et al., 2004; KAPOS et al., 2009). Neste contexto, o presente estudo se propôs a comparar o desenvolvimento de tensão provocado pela fixação, por meio de parafusos, de infraestruturas confeccionadas por duas técnicas CAD/CAM e pela técnica convencional da cera perdida a fim de verificar o grau de passividade das mesmas.

Diferentemente de investigações prévias, este estudo não confirmou a vantagem da técnica CAD/CAM em fornecer infraestruturas implanto-suportadas mais precisas. Tanto as infraestruturas usinadas, quanto as sinterizadas a laser induziram tensões em intermediários e região peri-implantar insignificativamente diferentes das infraestruturas convencionalmente fundidas e, além disso, todas determinaram uma distribuição de tensão não homogênea pelo sistema. Com base em estudos de elemento finito (KUNAVISARUT et al., 2002; GOMES et al., 2009; ASSUNÇÃO et al., 2011), quando um encaixe ideal é assumido, o estresse é uniformemente distribuído em todos os componentes do complexo de implante, produzindo um mínimo de esforço em cada componente.

A análise por meio de *strain gauges* ou medidores de tensão tem sido amplamente utilizada na avaliação da adaptação de infraestruturas implanto-suportadas (WATANABE et al., 2000; KARL et al., 2004; 2005a; 2006a; 2008b; 2008c, 2012; KARL, HOLST, 2006; KARL, GRAEF, WICHMANN, 2011; KARL, TAYLOR, 2011; ABDUO, LYONS, 2012; ABDUO, SWAIN, 2012, ABDUO et al., 2012). O seu uso tem como vantagens a obtenção de dados numéricos que podem ser utilizados para comparações quantitativas e a possibilidade de investigação em situações em que tecidos naturais são substituídos por outros materiais (ASSUNÇÃO et al., 2009; KARL et al, 2009b; ABDUO et al, 2010; PESQUEIRA et al., 2012). Além disso, a utilização de um método laboratorial em estudos de bioengenharia proporciona a realização mais precisa de procedimentos clínicos e uma melhor avaliação dos resultados, uma vez que se evita a influência de fatores biológicos (RUBO, SOUZA, 2001).

A partir deste método de análise, o atual estudo promoveu a medição da tensão em intermediários e região peri-implantar simulada através de seis e oito medidores, respectivamente, após a fixação de infraestruturas confeccionadas por diferentes técnicas. Assim como em estudos anteriores (ABDUO et al., 2011b; ABDUO, SWAIN, 2012; ABDUO et al., 2012), os *strain gauges* localizados no material de osso simulado foram dispostos em posição mesial, distal, vestibular e lingual aos implantes. Nos intermediários, devido às suas pequenas áreas superficiais, os medidores foram dispostos aleatoriamente, apenas com o cuidado de mantê-los equidistantes entre si para uma leitura mais uniforme da tensão sobre o componente.

O substituto ósseo ao qual os implantes foram incorporados foi o poliuretano, um material isotrópico com propriedades mecânicas conhecidas e módulo de elasticidade semelhante ao osso humano (O'MAHONY et al., 2000; MORETTI-NETO et al., 2011). A sua utilização na construção de um modelo experimental baseado em uma situação clínica real não só permitiu que as medições de tensão fossem realizadas de maneira adequada, como também garantiu um ótimo contato com os implantes. *In vivo*, variáveis adicionais, tais como densidade óssea, estabilidade do implante e a quantidade de contato osso-implante teriam que ser consideradas (CARR, GERARD, LARSEN, 1996; JEMT, LEKHOLM, JOHANSSON, 2000).

As técnicas de confecção de infraestruturas testadas nesta pesquisa foram: usinagem, sinterização a laser e fundição por cera perdida, as duas primeiras seguindo o sistema CAD/CAM de confecção e a última correspondendo ao padrão mais utilizado em laboratórios protéticos. Considerando que as tensões são mais susceptíveis ao nível de adaptação da infraestrutura que ao módulo de elasticidade do material de composição da mesma (ABREU et al., 2010; KARL, TAYLOR, 2011) e que materiais diferentes não influenciam no grau de adaptação de restaurações implanto-suportadas (ABDUO, 2012; ABDUO, LYONS, 2012), o fato de cada técnica ter utilizado um material diferente, tais quais, zircônia, Co-Cr e Ni-Cr, foi desprezado. A escolha desses materiais para a fabricação das infraestruturas investigadas se deu de forma involuntária por parte dos pesquisadores, ficando a critério dos laboratórios selecionar os mais comumente utilizados em cada técnica.

Um total de quatro infraestruturas de três elementos foi confeccionado pelas diferentes técnicas, todas obedecendo ao mesmo desenho, pilares correspondentes aos elementos 43 e 45 e um pântico correspondente ao 44. Antes da fixação das restaurações sobre os implantes, os intermediários recebiam um torque de 20 Ncm, como recomendado pelo fabricante. Este procedimento foi repetido a cada teste para que não houvesse o risco de afrouxamento dos parafusos dos intermediários pelas tensões geradas após adaptação das infraestruturas (RANGERT, JEMT, JÖRNEUS, 1989; SMEDBERG, 1996; LAY, MAY, WANG, 1999; ALKAN, SERTGÖZ, EKICI, 2004), o que poderia influenciar nos valores finais de tensão do sistema. Assim, após cada aperto dos parafusos dos intermediários, as tensões registradas eram colocadas em zero e a fixação da infraestrutura seguinte poderia ser iniciada.

No presente estudo, o aperto dos parafusos de fixação seguiu um mesmo padrão para todas as infraestruturas. Apesar de comprovado que a sua sequência não exerce influência sobre a pré-carga final do sistema (DUYCK et al., 2001), para esta pesquisa, o torque de 10 Ncm foi iniciado sobre o pilar do implante distal (Implante D) seguido pelo mesial (Implante M) em todas as situações. Após o aperto do segundo parafuso, os valores de tensão ainda foram registrados por cinco minutos, tempo suficiente para que os valores de tensão alcançassem estabilidade. Este tempo de avaliação não apresenta um consenso na literatura. Trabalhos relatam períodos de um (ABDUO et al., 2012; ABDUO, LYONS, 2012; ABDUO, SWAIN, 2012), seis (KARL et al., 2004, 2005a, 2005b) e sete minutos (KARL, TAYLOR, 2011; KARL et al., 2012; KARL, HOLST, 2012).

Com o objetivo de minimizar possíveis erros, a leitura desenvolvida para cada corpo de prova foi repetida quatro vezes. Um total de quatrocentos números correspondentes à tensão foi obtido para cada infraestrutura analisada, dentre eles valores positivos e negativos. Os primeiros representando tensões por tração e, os segundos, por compressão. Porém, uma vez que este trabalho se propôs a avaliar a quantidade e não a qualidade da tensão adquirida pelo sistema e, assim como em outros trabalhos com *strain gauges* (KARL et al., 2004, 2005a, 2005b, 2006a, 2008b, 2012; KARL, GRAEF, WICHMANN, 2011; KARL, TAYLOR, 2011; KARL, HOLST, 2012), os sinais foram descartados e valores de tensão absolutos foram assumidos para a análise estatística.

No presente estudo, todas as infraestruturas investigadas mostraram níveis consideráveis de tensão, variando de 5,37 $\mu\epsilon$ a 930,92 $\mu\epsilon$. Assim, pode-se concluir que todas apresentaram certo grau de desadaptação, apesar de clinicamente demonstrarem uma adaptação aceitável. Essa observação corrobora o estudo de Hegde et al. (2009) que concluiu que a presença ou a ausência de um *microgap* entre o implante e a restauração não seria, necessariamente, um indicativo de passividade. Da mesma forma, a análise de elemento finito realizada por Winter et al. (2010) mostrou que desadaptações rotacionais, dificilmente visualizadas a olho nu, podem levar a um maior desenvolvimento de tensão em comparação com desadaptações verticais e horizontais, mais facilmente detectáveis.

Apesar da grande quantidade de dados de tensão obtida para cada corpo de prova, os resultados indicaram uma considerável variação entre os mesmos, ainda que para espécimes de um mesmo grupo, o pode ser observado pelo alto desvio padrão das médias absolutas (Tabelas 1 e 2). Uma possível explicação para tal fato pode estar na pequena quantidade da amostra utilizada para este estudo, com um total de quatro corpos de prova para cada grupo de técnica de confecção testada.

De acordo com os diferentes métodos de confecção utilizados e considerando todos os 14 locais de análise dos *strain gauges* (8 em poliuretano e 6 em intermediários), as médias absolutas variaram de 14,28 $\mu\epsilon$ a 693,40 $\mu\epsilon$ para os corpos de prova fundidos convencionalmente; 19,27 $\mu\epsilon$ a 930,92 $\mu\epsilon$ para os corpos de prova usinados e 5,37 $\mu\epsilon$ a 196,57 $\mu\epsilon$ para os corpos de prova sinterizados a laser. Quando, a partir destes resultados, calculamos uma só média de tensão para poliuretano e intermediários, encontramos, respectivamente: 198,94 $\mu\epsilon$ e 136,50 $\mu\epsilon$ para os corpos de prova convencionais; 159,83 $\mu\epsilon$ e 138,02 $\mu\epsilon$ para os corpos de prova usinados e 66,64 $\mu\epsilon$ e 96,47 $\mu\epsilon$ para os corpos de prova sinterizados a laser.

Após a descrição dos resultados, as médias absolutas foram submetidas à análise de variância a dois critérios para avaliação de diferenças na magnitude de tensão atribuíveis à localização dos *strain gauges* e à técnica de fabricação das infraestruturas. Considerando o nível de significância de 95% do teste estatístico ($p < 0,05$), não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de tensão em relação ao tipo de método utilizado na fabricação das infraestruturas ($p = 0,21030$). Por outro lado, os valores foram significativamente diferentes em relação aos diferentes locais analisados ($p = 0,00000$).

O resultado desta análise foi contra a tendência, comprovada por uma série de estudos (KARL, HOLST, 2006; AL-FADDA et al., 2007; DRAGO et al., 2010; ALMASRI et al., 2011; ORTÖRP et al., 2011; SIERRAALTA et al., 2012; OYAGÜE et al., 2012a, 2012b, 2013), de que infraestruturas fabricadas por meio da técnica CAD/CAM apresentam uma adaptação superior em comparação com infraestruturas fundidas de forma convencional. Assim como nesta investigação, apenas dois trabalhos (KARL et al., 2008b; KARL, TAYLOR, 2011) não encontraram diferenças significativas entre a precisão de infraestruturas obtidas por técnicas auxiliadas por computador e convencional.

O bom desempenho das peças confeccionadas convencionalmente pode indicar que técnicas laboratoriais de fundição foram realizadas de forma meticulosa. Além disso, resultados positivos podem ser atribuídos ao uso de cilindros com cintas pré-fabricadas, como relatado no estudo de ABDUO et al. (2010). Algumas investigações, porém, mostraram que não existe diferença significativa entre os valores de tensão com o uso deste tipo de cilindro em comparação com os totalmente calcináveis (KARL et al., 2004, 2005a, 2006a).

Levando em consideração todas as localizações avaliadas no modelo de implantes, os valores médios de tensão gerados pelo grupo de infraestruturas fundidas convencionalmente em Ni-Cr variaram de 14,28 $\mu\epsilon$ a 693,40 $\mu\epsilon$. Em comparação com outros estudos, o valor máximo de tensão encontrado foi superior aos registrados pelos estudos de Watanabe et al. (2000) que atingiu até 366 $\mu\epsilon$, Karl et al. (2008b) até 437,11 $\mu\epsilon$ e Karl et al. (2008c) até 328 $\mu\epsilon$. Em contrapartida, foi consideravelmente menor que o valor de 2.665,80 $\mu\epsilon$ encontrado pelos estudos de Karl e Holst (2006) e Karl e Taylor (2011).

Embora os valores de tensão não tenham diferido significativamente entre os grupos, altas médias foram registradas a partir da fixação das peças usinadas. Este resultado pode ser atribuído a uma indevida compensação, durante os processos de desenho e usinagem das infraestruturas, da contração de sinterização da zircônia, o que, segundo Denry e Kelly (2008), pode chegar até 30%. De acordo com Abduo e Swain (2012), quando infraestruturas em zircônia são fabricadas a partir da usinagem de sua forma pré-sinterizada, como no caso deste estudo, uma contração não uniforme pode levar a um encolhimento irregular das mesmas e um padrão mais complicado de distorção pode ser adquirido. Neste caso, é muito importante assegurar que todo o processo de confecção de peças em zircônia seja de grande precisão, do contrário, não existem técnicas corretivas disponíveis, como seccionamento, soldagem e eletroerosão, muito utilizadas em peças de metal (WATANABE et al., 2000; ABDUO et al., 2011a).

No presente estudo, os valores médios de tensão, registrados para infraestruturas usinadas em zircônia, variaram de 19,27 $\mu\epsilon$ a 930,92 $\mu\epsilon$, uma quantidade de tensão bem superior às encontradas em outros estudos com infraestruturas CAD/CAM com o mesmo material. Estas investigações encontraram

tensões máximas de 149,47 $\mu\epsilon$ (KARL et al., 2008b), < 200 $\mu\epsilon$ (ABDUO et al, 2012; KARL et al., 2012) e 218,49 $\mu\epsilon$ (KARL, TAYLOR, 2011). Avaliando a comparação com os estudos citados e considerando a possibilidade de desadaptações presentes nas peças deste trabalho, este resultado concorda com os dados obtidos no estudo de Abduo e Swain (2012) quando uma desadaptação vertical de 90 μm foi introduzida entre a infraestrutura de zircônia e um dos implantes. Para esta situação, o estudo encontrou valores médios de tensão que variaram de 60 $\mu\epsilon$ a 900 $\mu\epsilon$.

Quanto ao grupo de infraestruturas em Co-Cr sinterizadas a laser, foi demonstrado um desempenho muito favorável, com os menores valores de tensão encontrados: 5,37 $\mu\epsilon$ a 196,57 $\mu\epsilon$. Como ainda não existe nenhum trabalho na literatura avaliando tensões desenvolvidas após a fixação deste tipo de peça, não há como fazer qualquer comparação a esse respeito. Pode-se inferir, porém, que de acordo com a metodologia deste estudo, esta técnica proporcionou infraestruturas com uma ótima adaptação, o que concorda com os estudos de Örtorp et al. (2011), e Oyagüe et al. (2012a, 2012b, 2013) e discorda com o de Ucar et al. (2009), cujo estudo encontrou uma maior desadaptação interna de coroas com coppings em Co-Cr sinterizados a laser quando comparados com outros convencionalmente fundidos

Embora, neste estudo, tenha sido obtido um bom resultado para a sinterização a laser, para que a precisão desta técnica seja determinada, mais estudos devem ser desenvolvidos. Até hoje, apenas poucos estudos, avaliando a adaptação (UCAR et al., 2009; ÖRTORP et al., 2011; OYAGÜE et al, 2012a; 2012b; 2013) e resistência à fratura (AKOVA et al., 2009; IŞERI, ÖZKURT, KAZAZOĞLU, 2011; SULEIMAN, VON STEYERN, 2013) de infraestruturas sinterizadas a laser foram publicados. Além disso, apenas um estudo clínico foi encontrado avaliando coroas posteriores com copings sinterizados a laser (TARA et al., 2011). Assim como considerado por este trabalho, um consenso entre estas investigações foi de que, apesar dos bons resultados obtidos, mais informações a respeito desta técnica ainda são necessárias.

Quanto aos 14 diferentes locais de avaliação do desenvolvimento de tensão, houve diferença estatisticamente significativa entre os valores obtidos, portanto, não houve uma distribuição de forças homogênea por todas as regiões. Segundo Rangert, Jemt e Jörneus (1989), quando dois ou mais implantes são colocados ao

longo de uma linha reta e sobre eles existe uma prótese, um conjunto de forças é distribuído uniformemente a todo o sistema, desde que a prótese seja suficientemente rígida e haja um ajuste perfeito entre a restauração e os implantes.

A escolha desses locais para avaliação do desenvolvimento de tensão deu-se por serem regiões de dissipação de forças (KUNAVISARUT et al., 2002; GOMES et al., 2009, 2010; SPAZZIN et al., 2011) que, apesar da proximidade, representam duas diferentes partes do sistema de implantes: componentes e osso de suporte.

A partir do teste de Tukey, que comparou as médias de tensão para os diferentes locais analisados, foram encontrados valores semelhantes para as seis regiões de intermediários (3 do Implante D e 3 do Implante M) e quatro das oito regiões de poliuretano (lingual e mesial do Implante D e lingual e distal do Implante M). Estes locais apresentaram os maiores valores de tensão desenvolvidos no sistema e diferiram, significativamente, das regiões de poliuretano distal e vestibular ao Implante D e mesial e vestibular ao Implante M, cujos valores foram menores e também semelhantes entre si.

A configuração da distribuição de forças obtida para o osso simulado, ou seja, com concentração de tensão nas regiões linguais e entre implantes, foi compatível com as observadas nos estudos de Abduo et al. (2012) e Abduo e Swain (2012). Para o primeiro, a situação semelhante ocorreu quando forças horizontais de 30 Ncm foram aplicadas no sentido línguo-vestibular sobre os implantes e, para o segundo, quando desadaptações verticais foram inseridas em um dos implantes. Para este trabalho, a configuração obtida pode representar a força resultante das desadaptações presentes nas peças.

Segundo Assunção et al. (2011), cada tipo de desajuste determina um aumento de tensão em diferentes regiões do sistema. Para Abduo et al. (2011b), a concentração de tensão na região entre os implantes pode ser consequência da aproximação ou afastamento dos mesmos em virtude do assentamento de infraestruturas com dimensões menores ou maiores que a distância inter-implantar. Diferentemente desta investigação, como o presente estudo não considerou a qualidade das tensões, não seria possível concluir que tipo de desadaptação pode ter ocorrido nas infraestruturas estudadas, apenas a presença delas.

De acordo com Frost (2003, 2004), tensões acima de 3.000 $\mu\epsilon$ aumentam as chances de microlesões e podem sobrecarregar o mecanismo de reparo do tecido ósseo, resultando em falha por fadiga. Neste estudo, durante a fixação dos diferentes tipos de infraestruturas, a máxima média de tensão registrada no osso de suporte simulado, em um único medidor de tensão, foi de 930,92 $\mu\epsilon$, que é significativamente menor do que o limite prejudicial indicado. Assim, a grande maioria dos valores se apresentou dentro da considerada janela fisiológica (50 $\mu\epsilon$ a 1500 $\mu\epsilon$), em que há um equilíbrio entre formação e reabsorção óssea.

Apesar de os valores de tensão obtidos não se configurarem como uma ameaça ao sistema de implantes, o desenho experimental do presente estudo levanta duas preocupações. A primeira é a de que os medidores de tensão registram apenas a tensão superficial da área onde se encontram e a segunda é a de que todas as tensões foram registradas na condição de pré-carga. Isto significa que a tensão total sobre o sistema pode ter sido subestimada e que, se o mesmo fosse submetido a um carregamento funcional, tensões significativamente maiores poderiam ter sido geradas (KUNAVISARUT et al, 2002).

Além das preocupações diante das limitações da técnica de análise utilizada, vale ressaltar que apenas infraestruturas de próteses fixas foram investigadas neste estudo. Para a aplicação clínica destas restaurações, um material de revestimento ainda deve ser adicionado, o que pode aumentar ainda mais os níveis de tensão resultantes de sua fixação, como já demonstrado em estudos prévios (KARL et al, 2005a; 2005b).

O carregamento estático causado pela fixação de infraestruturas não passivas já é um fenômeno reconhecido em prótese sobre implante. Porém, embora tenham sido realizadas várias tentativas para investigar a reação biomecânica das tensões provocadas pela fixação desse tipo de restauração, dados coerentes ainda não existem e uma definição consistente de passividade, considerando a quantidade de tensões desenvolvidas, ainda não foi estabelecida. Em vista disso, mais estudos a respeito deste aspecto e dos métodos de confecção de próteses implanto-suportadas devem ser realizados para o alcance de resultados cada vez melhores.

7. CONCLUSÃO

Com base na metodologia aplicada, as conclusões deste estudo, foram:

1. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as quantidades de tensão desenvolvidas a partir da fixação de infraestruturas confeccionadas pelas três diferentes técnicas estudadas.
2. Todas as infraestruturas apresentaram o mesmo padrão de distribuição de forças, com maiores concentrações sobre intermediários e regiões linguais e entre implantes em poliuretano.
3. A hipótese nula foi aceita.

REFERÊNCIAS

- ABDUO J. et al. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 25, n. 3, p. 506-515, 2010.
- ABDUO. J. et al. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. **Int J Prosthodont**, v. 24, n. 3, p. 207-220, 2011a.
- ABDUO, J. et al. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. **Clin Oral Impl Res**, v. 22, p. 658-663, 2011b.
- ABDUO, J. et al. A comparison of fit of CNC-milled titanium and zirconia frameworks to implants. **Clin Implant Dent R**, v. 14, supplement 1, e20-29, 2012.
- ABDUO, J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *J Oral Implantol*, Sep. 2012.
- ABDUO, J; LYONS, K. Effect of vertical misfit on strain within screw-retained implant titanium and zirconia frameworks. **J Prosthodont Res**, v. 56, p. 102-109, 2012.
- ABDUO, J.; SWAIN, M. Influence of vertical misfit of titanium and zirconia frameworks on peri-implant strain. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 27, p. 529-536, 2012.
- ABREU, R. T. et al. Influence of material of overdenture-retaining bar with vertical misfit on three-dimensional stress distribution. **J Prosthodont**, v.19, p. 425-431, 2010.
- AKOVA, T. et al. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. **Dent Mater**, v. 24, p. 1400-1404, 2009.
- AL-FADDA, S. A.; ZARB, G. A.; FINER, Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthetic frameworks. **Int J Prosthodont**, v. 20, n. 2, p. 125-131, 2007.
- ALKAN, I.; SERTGÖZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **J Prosthet Dent**, v. 91, n. 4, p. 319-325, Apr. 2004.
- ALMASRI, R. et al. Volumetric misfit in cad/cam and cast implant frameworks: a university laboratory study. **J Prosthodont**, v. 20, p. 267-274, 2011.
- ASSUNÇÃO, W. G. et al. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. **J Craniofac Surg**, v. 20, p. 1173-1177, 2009.
- ASSUNÇÃO, W. G. et al. Three-dimensional finite element analysis of vertical and angular misfit in implant-supported fixed prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.26, n. 4, p. 788-796, 2011.

BARBOSA, G. A. S. et al. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. **Braz Dent J**, v. 21, n. 6, p. 515-519, 2010.

BRÄNEMARK, P. I. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconstr Surg Suppl**, v. 16, p. 1-132, 1977.

BERRY, E. et al. Preliminary experience with medical applications of rapid prototyping by selective laser sintering. **Med Eng Phys**, v. 19, p. 90-96, Jan. 1997.

CARR, A. B.; GERARD, D. A.; LARSEN, P. E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. **J Prosthet Dent**, v. 76, n. 5, p. 500-509, Nov. 1996.

CHEE, W.; JIFRAJ, S. Failures in implant dentistry. **Br Dent J**, v. 202, n. 3, p. 123-129, Feb. 2007.

DENRY, I.; KELLY, J. R. State of the art of zirconia dental applications. **Dent Mater**, v. 24, p. 299-307, 2008.

DI GIACOMO, G. A. et al. Accuracy and complications of computer-designed selective laser sintering surgical guides for flapless dental implant placement and immediate definitive prosthesis installation. **J Periodontol**, v. 83, n. 4, p. 410-419, Apr. 2012.

DRAGO, C. et al. Volumetric determination of the amount of misfit in cad/cam and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 25, n. 5, p. 920-929, 2010.

DUYCK, J. et al. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. **Technol Health Care**, v. 5, p. 253-273, 1997.

DUYCK, J. et al. Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. **J Oral Rehabil**, v. 28, p. 226-233, 2001.

DUYCK, J.; NAERT, I. Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study. **Int J Prosthodont**, v. 15, n. 4, p. 389-396, 2002.

FROST, H. M. Bone's Mechanostat: A 2003 Update. **Anat Rec Part A**, v. 275A, n. 2, p. 1081-1101, Dec. 2003.

FROST, H. M. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. **Angle Orthod**, v. 74, n. 1, p. 3-15, 2004.

FUSTER-TORRES, M. A. et al. CAD/CAM dental systems in implant dentistry: update. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**, v. 14, n. 3, e141-145, Mar. 2009.

GOIATO, M. C. et al. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique and extensometry. **J Craniofac Surg**, v. 20, n. 2, Mar. 2009.

GOMES, E. A. et al. Effect of passive fit absence in the prosthesis/implant/retaining screw system: a two-dimensional finite element analysis. **J Craniofac Surg**, v. 20, n. 6, p. 2000-2005, Nov. 2009.

GOMES, E. A. et al. Passivity versus unilateral angular misfit: evaluation of stress distribution on implant-supported single crowns: three-dimensional finite element analysis. **J Craniofac Surg**, v. 21, n. 6, p. 1683-1687, Nov. 2010.

GOODACRE, C. J. et al. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J Prosthet Dent**, v. 90, n. 2, p.121-132, Aug. 2003.

GUDA et al. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. **J Prosthet Dent**, v. 100, n. 3, p. 183-193, Sept. 2008.

HARDER, S; KERN, M. Survival and complications of computer aided-designing and computer-aided manufacturing vs. conventionally fabricated implant-supported reconstructions: a systematic review. **Clin Oral Impl Res**, v. 20, p. 48-54, 2009. Supplement 4.

HEGDE, R. et al. Validation of strain gauges as a method of measuring precision of fit of implant bars. **Implant Dent**, v. 18, n. 2, p. 151-161, 2009.

HSU, Y. et al. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 27, n. 4, p. 894-904, 2012.

IBRAHIM, D. et al. Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet models in the reproduction of mandibular anatomy. **J Cranio Maxill Surg**, v. 37, p. 167-173, 2009.

IŞERI, U.; ÖZKURT, Z.; KAZAZOĞLU, E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser sintered titanium. **Dent Mater J**, v. 30, n. 3, p. 274-280, 2011.

JEMT, T.; LEKHOLM, U.; JOHANSSON, C. B. Bone response to implant-supported frameworks with differing degrees of misfit preload: in vivo study in rabbits. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 2, n. 3, p. 129-137, 2000.

KAPOS, T. et al. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 24, p. 110-117, 2009. Supplement.

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

KARL, M. et al. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. **Implant Dent**, v. 14, p. 157-165, 2005a.

KARL, M. et al. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. **J Prosthet Dent**, v.93, n. 4, p. 324-30, 2005b.

KARL, M. et al. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. **J Prosthodont**, v. 15, p. 20-24, 2006a.

KARL, M. et al. Fixation of 5-unit implant-supported fixed partial dentures and resulting bone loading: a finite element assessment based on in vivo strain measurements. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 21, p. 756-762, 2006b.

KARL, M. et al. Structural changes in ceramic veneered three-unit implant-supported restorations as a consequence of static and dynamic loading. **Dent Mater**, v. 24, p. 264-70, 2008a.

KARL, M. et al. Strain development in 3-unit implant-supported cad/cam restorations. **Int J Oral Maxillofac Implant**, v. 23, p. 648-652, 2008b.

KARL, M. et al. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. **J Prosthodont**, v.17, p. 3-8, 2008c.

KARL, M. et al. A methodology to study the effects of prosthesis misfit over time: an in vivo model. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 24, p. 689-694, 2009a.

KARL, M et al. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. **Eur J Prosthodont Rest Dent**, v. 17, n. 2, p. 50-57, 2009b.

KARL, M.; TAYLOR, T. D. Effect of material selection on the passivity of fit of implant-supported restorations created with computer-aided design/ computer-assisted manufacture. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 26, p. 739-45, 2011.

KARL, M.; GRAEF, F.; WICHMANN, M. Strain development of implant-supported fixed prostheses copy milled from zirconia ceramic. **Int J Prosthodont**, v. 24, p. 479-481, 2011.

KARL, M. et al. Passivity of fit of CAD/CAM and copy-milled frameworks, veneered frameworks, and anatomically contoured, zirconia ceramic, implantsupported fixed prostheses. **J Prosthet Dent**, v.107, n. 4, p. 232-238, 2012.

KARL, M.; HOLST, S. Strain development of screw-retained implant-supported fixed restorations: procera implant bridge versus conventionally cast restorations. **Int J Prosthodont**, v. 25, p. 166-169, 2012.

KOHORST, P et al. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. **Eur J Oral Sci**, v. 117, p. 319-325, 2009.

KOHORST, P. et al. Different CAD/CAM processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. **Clin Oral Invest**, v. 15, p. 527-536, 2011.

KOKE, U. et al. *In vitro* investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. **J Oral Rehabil**, v. 31, p. 477-482, 2004.

KUNAVISARUT, C. et al. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. **J Prosthodont**, v. 11, n. 1, p. 30-40, Mar. 2002.

LANG, L. A.; MAY, K. B.; WANG, R. F. The effect of the use of a counter torque device on the abutment-implant complex. **J Prosthet Dent**, v. 81, p. 411-417, 1999.

MANGANO, F. et al. Custom-made, selective laser sintering (SLS) blade implants as a non-conventional solution for the prosthetic rehabilitation of extremely atrophied posterior mandible. **Lasers Med Sci**, Sep. 2012.

MARKARIAN, R. A. et al. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. **J Prosthodont**, v. 16, n. 2, p. 117-122, Mar.-Apr. 2007.

MAZZOLI, A. et al. Selective laser sintering in biomedical engineering. **Med Biol Eng Comput**, v. 51, p. 245-256, 2013.

MCGLUMPHY, E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLOWAY, J. A. Implant screw mechanics. **Dent Clin N Am**, v. 42, n. 1, p. 71-89, Jan. 1998.

MIYAZAKI, T.; HOTTA, Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. **Aust Dent J**, v. 56, p. 97-106, 2011. Supplement 1.

MONTEIRO, D.R. et al. Passivity in implant-supported prosthesis. **J Craniofac Surg**, v. 21, n. 6, p. 2026-2029, Nov. 2010.

MORETTI NETO, R. T. et al. Implant abutment deformation during prosthetic cylinder screw tightening: an in vitro study. **Int J Prosthodont**, v. 22, p. 391-395, 2009.

O'MAHONY, A. M. et al. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. **Clin Oral Impl Res**, v. 11, p. 415-421, 2000.

ÖRTORP, A. et al. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. **Dent Mater**, v. 27, p. 356-363, 2011.

OYAGÜE, R. C. et al. In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. **J Dent**, v. 37, p. 52-58, 2009.

OYAGÜE, R. C. et al. Vertical discrepancy and microleakage of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported structures luted with different cement types. **J Dent**, v. 40, p. 123-130, 2012a.

OYAGÜE, R. C. et al. Evaluation of fit of cement-retained implant-supported 3-unit structures fabricated with direct metal laser sintering and vacuum casting techniques. **Odontology**, v. 100, p. 249-253, 2012b.

OYAGÜE, R. C. et al. Misfit and microleakage of implant-supported crown copings obtained by laser sintering and casting techniques, luted with glass-ionomer, resin cements and acrylic/urethane-based agents. **J Dent**, v. 41, p. 90-96, 2013.

PESQUEIRA A. et al. The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. **J Oral Implantol**, Mar., 2012

PORTNOI, M. **Extensometria**: história, usos e aparelhos. Ohio: academical files - University of Delaware. Disponível em: <<http://www.eecis.udel.edu/~portnoi/academic/academic-files/extensometria.html>> Acesso em: 20 de abril de 2013.

RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L. Forces and moments on Brånemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 4, p. 241-247, 1989.

REICH, S. et al. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. **Eur J Oral Sci**, v. 113, p. 174-179, 2005.

RUBO, J. H., SOUZA, E. A. C. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. **Rev FOB**, v. 9, n. 3/4, p. 97-103, jul./dez. 2001.

SAHIN, S.; ÇEHRELI, M. C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent**, v. 10, n. 2, p. 85-92, 2001.

SIERRAALTA, M. Precision of fit of titanium and cast implant frameworks using a new matching formula. **Int J Dent**, v. 2012, p. 1-9, 2012.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prosthesis. **J Prosthet Dent**, v. 49, n. 6, p. 843-848, Jun. 1983.

SMEDBERG, J. I. et al. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. **Clin Oral Implant Res**, v. 7, n. 1, p. 55-63, 1996.

SPAZZIN, A. O. et al. Evaluation of stress distribution in overdenture-retaining bar with different levels of vertical misfit. **J Prosthodont**, v. 20, p. 280-285, 2011.

SULEIMAN, S. H.; VON STEYERN, P. V. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. **Acta Odontol Scand**, early online, 1-10, 2013.

TAN, P. L. et al. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. **J Prosthodont**, v. 17, p. 378-383, 2008.

TARA, M. A. et al. Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. **Int J Prosthodont**, v. 24, n. 1, p. 46-48, 2011.

TORRES, E. M. et al. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. **J Biomech**, v. 44, p. 1735-1739, 2011.

TURKYILMAZ, I; NICOLL, R. J. State-of-the-art technology in implant dentistry: CAD/CAM. In: TURKYILMAZ, I. **Implant Dentistry**: a rapidly evolving practice. 1st ed. Rijeka: InTech, 2011. Cap. 9, p. 219-250.

UCAR, Y. et al. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. **J Prosthet Dent**, v. 102, n. 4, p. 253-259, 2009.

VAN NOORT, R. The future of dental devices is digital. **Dent Mater**, v. 28, p. 3-12, 2012.

VANEGAS, J. C.; LANDINEZ, N. S.; GARZON-ALVARADO, D. A. Generalidades de la interfase hueso-implante dental. **Rev Cubana Invest Bioméd**, v. 28, n. 3, p. 130-146, 2009.

WATANABE, F. et al. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n. 2, p. 209-218, 2000.

WANG R. F. et al. The dynamic natures of implant loading. **J Prosthet Dent**, v. 101, n. 6, p. 359-371, Jun. 2009.

WINKLER, S. et al. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. **J Oral Implantol**, v. 29, n. 5, p. 242-245, 2003.

WINTER, W. et al. Bone loading caused by different types of misfits of implant-supported fixed dental prostheses: a three-dimensional finite element analysis based on experimental results. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 25, p. 947-952, 2010.

WINTER, W.; TAYLOR, T. D.; KARL, M. Bone adaptation induced by non-passively fitting implant superstructures: a finite element analysis based on in vivo strain measurements. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 26, p. 1288-1295, 2011.

WINTER, W. et al. Effect of geometric parameters on finite element analysis of bone loading caused by nonpassively fitting implant-supported dental restorations. **Quintessence Int**, v. 42, p. 471-478, 2011.

APÊNDICE A

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Ca	11,06	23,59	68,89	251,64	470,83	44,58	165,89	60,56	699,68	29,86	15,38	36,59	63,43	41,63
Cb	3,89	23,41	75,82	68,10	88,30	13,31	245,28	74,43	379,54	10,44	8,53	101,10	45,97	81,77
Cc	32,70	1023,80	462,12	45,91	151,46	240,47	209,79	243,14	30,34	7,06	10,40	503,94	57,01	108,26
Cd	9,46	336,21	2166,77	30,55	90,53	72,03	367,91	72,77	43,02	15,80	31,36	59,94	6,41	9,70
Ua	10,30	5,77	228,95	2,29	16,39	541,22	204,96	2,72	10,28	21,20	18,68	123,16	122,28	34,05
Ub	30,19	178,84	2897,23	65,21	215,06	395,63	33,36	178,55	385,30	20,41	4,62	49,29	192,48	120,80
Uc	22,17	5,58	576,98	12,54	24,31	25,75	287,89	138,51	72,82	34,28	35,93	111,23	20,19	99,72
Ud	20,66	27,96	20,50	9,83	24,65	173,87	241,67	29,97	7,93	20,58	17,85	198,74	4,95	50,98
Sa	29,68	12,75	63,19	3,04	262,14	19,00	112,18	239,00	66,96	11,00	13,85	9,15	8,25	25,78
Sb	14,60	181,98	140,52	7,05	154,93	202,21	87,36	91,50	35,02	7,47	4,16	66,74	20,04	193,18
Sc	11,47	431,28	91,56	4,89	116,61	153,82	75,62	66,83	8,65	10,24	4,79	79,94	13,59	168,52
Sd	10,25	36,27	228,05	6,51	252,60	181,85	79,67	142,82	134,44	12,15	10,53	16,41	3,58	12,13

APÊNDICE B

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Ca	1,04	1,37	1,84	2,40	2,67	1,65	2,22	1,78	2,84	1,48	1,19	1,56	1,80	1,62
Cb	0,59	1,37	1,88	1,83	1,95	1,12	2,39	1,87	2,58	1,02	0,93	2,00	1,66	1,91
Cc	1,51	3,01	2,66	1,66	2,18	2,38	2,32	2,39	1,48	0,85	1,02	2,70	1,76	2,03
Cd	0,98	2,53	3,34	1,49	1,96	1,86	2,57	1,86	1,63	1,20	1,50	1,78	0,81	0,99
Ua	1,01	0,76	2,36	0,36	1,21	2,73	2,31	0,43	1,01	1,33	1,27	2,09	2,09	1,53
Ub	1,48	2,25	3,46	1,81	2,33	2,60	1,52	2,25	2,59	1,31	0,66	1,69	2,28	2,08
Uc	1,35	0,75	2,76	1,10	1,39	1,41	2,46	2,14	1,86	1,54	1,56	2,05	1,31	2,00
Ud	1,32	1,45	1,31	0,99	1,39	2,24	2,38	1,48	0,90	1,31	1,25	2,30	0,69	1,71
Sa	1,47	1,11	1,80	0,48	2,42	1,28	2,05	2,38	1,83	1,04	1,14	0,96	0,92	1,41
Sb	1,16	2,26	2,15	0,85	2,19	2,31	1,94	1,96	1,54	0,87	0,62	1,82	1,30	2,29
Sc	1,06	2,63	1,96	0,69	2,07	2,19	1,88	1,82	0,94	1,01	0,68	1,90	1,13	2,23
Sd	1,01	1,56	2,36	0,81	2,40	2,26	1,90	2,15	2,13	1,08	1,02	1,22	0,55	1,08