UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

FERNANDA FURTADO PIRAS

**Correlação da tensão no intermediário e as medidas de
comprimento, altura e angulação de infraestruturas de próteses
sobre implante**

BAURU
2015

FERNANDA FURTADO PIRAS

Correlação da tensão no intermediário e as medidas de comprimento, altura e angulação de infraestruturas de próteses sobre implante

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Prótese .

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

BAURU
2015

P664c Piras, Fernanda Furtado
Correlação da tensão no intermediário e as medidas de comprimento, altura e angulação de infraestruturas de próteses sobre implante /
Fernanda Furtado Piras. – Bauru, 2015.
125 p. : il. ; 31cm.

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

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

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

Assinatura:

Data:

DEDICATÓRIA

A **Deus**, que sempre iluminou o meu caminho em busca do meus sonhos.

À **Nossa Senhora Aparecida**, minha protetora à quem sou devota. Sou muito grata as bênçãos que derrama sobre mim. Obrigada pela companhia diária em minha trajetória.

Aos meus pais, **Meire e Delvair**, que são as pessoas mais importantes da minha vida. Vocês foram indispensáveis na minha formação pessoal, e sempre foram meu exemplo de caráter. Nunca mediram esforços para que meus sonhos fossem realizados, afinal minha alegria e satisfação é o que os completa. Esse sentimento de cuidado, me colocando sempre à frente de qualquer coisa, merece muito mais do que a simples dedicatória deste trabalho, merece minha eterna gratidão. Muito obrigada por tudo que sou!

À minha irmã, **Marina**, uma pessoa admirável e que me inspira muito na vida. Corajosa, guerreira, dedicada, inteligente, inúmeras são suas qualidades, dentre elas me espelho na sua determinação. Agradeço por ser minha companheira, amiga e incentivadora.

Ao meu namorado, **Fernando**, que apesar da distância sempre se fez presente em todos os momentos, apoiando e incentivando. Sua paciência e tranquilidade foram fundamentais para que eu concluísse mais essa etapa. Obrigada por ser essa pessoa maravilhosa!

Amo todos vocês!

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS E AOS PROFESSORES

Em especial **Prof. Dr. José Henrique Rubo**, meu orientador neste mestrado. Agradeço por ter me acolhido de braços abertos, acreditado e dado a oportunidade de ser sua orientada. Obrigada pela amizade e paciência com minhas limitações. Seus ensinamentos foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho e contribuiu muito para o meu crescimento profissional. Sou muito grata!

À **Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo** e ao seu **Departamento de Prótese Dentária** em nome dos Professores: **Dr. Luiz Fernando Pegoraro, Dr. Accácio Lins do Valle, Dr. Paulo César Rodrigues Conti, Dra. Ana Lúcia Almeida, Dr. Renato de Freitas, Dr. Gerson Bonfante, Dr. Estevam Augusto Bonfante, Dr. Carlos Araújo, Dra. Lucimar Falavinha Viera, Dra. Karin Neppelenbroek, Dr. Vinicius Carvalho Porto, Dr. Wellington Bonachela** pelos ensinamentos, oportunidade e amizade transmitidos.

À Professora e amiga, **Dra. Regina Guenka Palma-Dibb**, minha orientadora de iniciação científica, além de professora da disciplina de Dentística durante a graduação na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo. Agradeço por todos os ensinamentos. Seguir a carreira acadêmica, deve-se em partes ao grande incentivo que recebi durante minhas duas iniciações científicas com a senhora. Devo ainda agradecer pela enorme contribuição que teve para a realização de parte desse projeto, o qual utilizou de um equipamento seu. Muito obrigada pelo carinho de sempre, sou uma grande admiradora da pessoa e professora que é!

À amiga, **Profa. Dra Juliana Jendiroba Faraoni**, a quem tenho um enorme carinho. Muito mais do que uma professora que me acompanhou nas pesquisas realizadas no Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo, você é uma grande amiga que sempre me ajudou muito. É inspirador ver a alegria e dedicação com a qual faz o seu trabalho, e ainda ajuda os outros. Obrigada por ter colaborado na execução deste trabalho, sem nunca ter medido esforços. Sou muito grata a você!

Aos Professores, **Dr. José Roberto Pereira Lauris e Dr. Heitor Marques Honório**, pela valiosa assessoria na realização da parte estatística deste trabalho.

Às funcionárias, **Hebe e Cleusa**, pelo carinho e paciência que sempre tiveram comigo durante as Clínicas de Pós-Graduação.

Às secretárias do Departamento de Prótese, **Deborah, Cleide e Cláudia**, que sempre me receberam muito bem.

À querida protética, **Graziella**, que, gentilmente, abriu as portas do seu laboratório para que eu pudesse fazer material didático. Muito obrigada pela oportunidade, aprendizado e amizade.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)** pela concessão da bolsa de mestrado, viabilizando meu aperfeiçoamento profissional.

Aos pacientes da Clínica de Pós-Graduação pela compreensão durante o aprendizado.

AGRADECIMENTOS AOS FAMILIARES E AMIGOS

À minha família, pais **Delvair e Meire**, irmã **Marina**, namorado **Fernando**, que sempre me deram amor e confiança. Aos meus avós, **Gerson e Marina** (*in memorian*), **Olinda** (*in memorian*) e **Joaquim** (*in memorian*), que perto ou longe estão torcendo por mim. Aos meus primos, em especial, **Alexandre, André, Luis Otávio, Rodolfo, Fernando, Sandra, César**, que acreditaram e me incentivaram. À amiga da família, **Cleide Selma Oliveira**, que sempre com suas orações torce por mim e cuida tão bem de todos nós.

Aos meus amigos de turma do mestrado da Reabilitação Oral, **Ilana, Verena, Thereza, Andréa, Guilherme, Vinícius, Gustavo, Patrick, Oscar**, pelo companheirismo, amizade, ajuda, carinho, por tudo que passamos juntos. Espero que todos tenham um belo caminho profissional e que estas amizades não sejam esquecidas. Sem dúvidas, formamos uma bela família!

Em especial à amiga, **Verena Cunha**, que se tornou uma grande parceira nessa reta final. Obrigada por todas as risadas, choros, conselhos, mensagens compartilhadas, sem tudo isso teria sido muito mais difícil. Agradeço muito pela amizade!

À querida amiga, **Ilana Ramalho**, que desde o começo me ajudou muito nas clínicas e nos seminários. Sempre de bom humor, estava disposta a ajudar no que precisasse. Sou muito grata pelo companheirismo!

À amiga, **Andréa Falcão Procópio**, sempre prestativa e atenciosa comigo. Muito obrigada, querida!

À sempre divertida amiga, **Thereza Pacheco**, com sua alegria, fez meus dias muito melhores. Você é muito especial!

Aos novos amigos de turma do mestrado da Reabilitação Oral, **Brunna, Henrique e Janaína**, pelo companheirismo.

Aos amigos do doutorado em Reabilitação Oral, **Max Dória, Max Laurent, Fernanda Ferruzzi, Carlos Eduardo Rezende, Carolina Ortigosa Cunha, Vitor Guarçoni, Luana Mendonça, Livia Aguiar, Laís Pires, Vinícius Fardin, André Porporatti, Juliana Hotta** além da amizade, por toda ajuda nos seminários e trabalhos.

Em especial para **Max Dória**, pela amizade, paciência e experiência transmitida, se fazendo presente em todas as etapas laboratoriais e de redação deste trabalho. Sua ajuda foi indispensável para a realização deste, sem a qual eu não teria conseguido. Sou muito grata à você!

À amiga, **Adriana Braga**, pela amizade, carinho e, principalmente, pelo companheirismo desde o primeiro contato. Mesmo longe você sempre esteve presente. Este trabalho não teria sido realizado sem a sua contribuição. Muito obrigada.

À minha amiga de longa data, **Carolina Ortigosa Cunha**, que desde os tempos do colégio serviu de exemplo pra mim. Sempre me incentivando e ajudando nessa caminhada. Obrigada por tudo.

Agradecimento especial a todas as amigades que Bauru me deu: **Rafael Tavano, Raphaelli Porfírio, Lígia Andreatta, Mércia Cunha, Guilherme Oliveira**, vocês não só alegraram meus dias, como contribuíram muito para o meu crescimento profissional.

Em especial à amiga **Mércia Cunha** e ao amigo **Guilherme Oliveira**, pela amizade e carinho de sempre. Agradeço pelas risadas, choros, conselhos, broncas, mas principalmente por estarem ao meu lado mesmo longe.

Às minhas amigas **Claire Gauch, Jackelline Giuntini, Marina Pádua, Mariana Shirozaki**, além da amizade, por todo apoio nessa minha jornada. Obrigada por cada palavra de carinho, mensagem, oração, tudo isso foi indispensável para que eu chegasse até aqui.

A todos que contribuíram direta e indiretamente para a conclusão desta importante etapa da minha vida.

“Seja você quem for, seja qual for a posição social que você tenha na vida, a mais alta ou a mais baixa, tenha sempre como meta muita força, muita determinação e sempre faça tudo com muito amor e com muita fé em Deus, que um dia você chega lá. De alguma maneira você chega lá.”

Ayrton Senna

RESUMO

A adaptação passiva e estabilidade têm sido descritos como pré-requisitos importantes na escolha dos materiais e técnicas de confecção em prótese implantossuportada. A proposta deste trabalho foi estudar, com auxílio dos *strain gauges*, a deformação média gerada nos intermediários após a aplicação de carga axial em infraestruturas confeccionadas por três diferentes materiais. Além disso, através da microscopia confocal a laser, avaliar as medidas de comprimento, altura e angulação desses espécimes e mini pilares. Esses dados foram submetidos à análise estatística, a fim de encontrar possível correlação entre a deformação gerada e as medidas internas das infraestruturas com as externas dos intermediários em que foram parafusadas. Para essa investigação foi utilizado 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) fundição convencional em Ni-Cr; (U) usinada em zircônia por CAD/CAM e (S) sinterizada a laser em Co-Cr pelo CAD/CAM. Durante a aplicação de carga axial, as tensões geradas foram registradas por extensômetros unidos aos intermediários, e avaliadas quantitativamente e qualitativamente. De maneira geral, houve um predomínio de áreas de compressão, sendo que as poucas áreas de tração apresentaram baixos valores. O grupo sinterizado a laser foi o único que apresentou forças compressivas para todos os sensores. Os grupos usinado e convencional apresentaram comportamento semelhante, diferindo apenas em uma região. Posteriormente, as infraestruturas e os intermediários foram submetidos à microscopia confocal para avaliação de ângulo, comprimento e altura de suas paredes internas (infraestruturas) e externas (intermediários), nas regiões correspondentes à localização dos strain gauges. Para a angulação, todos os grupos mostraram valores semelhantes entre si e maiores que os dos mini pilares. Quanto ao comprimento e altura, todos valores foram diferentes entre si. Em relação aos mini pilares, os valores foram maiores na altura e menores no comprimento. Estes resultados foram analisados pelo método estatístico de Pearson o que levou à conclusão que, para algumas regiões dos medidores de tensão, há correlação entre deformação e comprimento, e também, deformação e ângulo. Quanto maior o ângulo, e quanto menor for o comprimento, maior a deformação mostrada.

Palavras-chave: Prótese dentária fixada por implante. Biomecânica. Estresse mecânico.

ABSTRACT

Correlation of abutment tension and measures of length, height and angle of implant-supported prostheses framework

The passive adaptation and stability have been described as important prerequisites in the choice of materials and manufacturing techniques in implant-supported prosthesis. The aim of this work was to study, with the aid of strain gauges, the average deformation generated in the abutment, after application of axial load on frameworks made up of three different materials. Besides, through confocal laser microscopy, assess the length, height, and angle of these specimens, and abutment. These data were statistically analyzed in order to find possible correlation between the deformation generated, and the internal measures of the framework and the external measure of the abutments they were screwed on. For this research, a model made of polyurethane with two external hexagon implants, positioned in the areas of teeth 43 and 45 was used. From this model, 12 three-element frameworks were fabricated and divided into 3 groups (n = 4), according to the technique used: (C) conventional Ni-Cr casting; (U) machined zirconia CAD / CAM and (S) laser sintered Co-Cr by CAD / CAM. During application of axial load, the tensions generated were recorded by strain gauges attached to the abutments, and evaluated quantitatively and qualitatively. In general, there was a predominance of compression areas, and the few areas of traction showed low values. The laser sintered group was the only one with compressive forces for all sensors. The milled and conventional groups behaved similarly, differing only in a region. Subsequently, the framework and the abutment were analyzed by confocal microscopy for evaluation of angle, length and height of the inner (framework) and outer (abutment) walls in regions corresponding to the location of strain gauges. For the variable angle, all groups showed similar values among themselves and greater than the abutments. As for the variables length and height, all values were different. Regarding the abutments, the values were higher in height and smaller in length. These results were analyzed by Pearson statistical method, leading to the conclusion that, for some regions, there was correlation between deformation and length, and also deformation and angle. The higher the angle and the smaller the length, the greater the deformation shown.

Keywords: Implant Supported Dental Prosthesis. Biomechanics. Mechanical Stress.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

- Figura 1** - 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 53
- Figura 2** - Esquema de localização e denominação dos strain gauges (SG)..... 54
- Figura 3** - *Strain gauges* no circuito elétrico. Esquerda: SG na superfície dos intermediários; Centro: SG na superfície do poliuretano; Direita: SG com terminações soldadas nas trilhas de chumbo 55
- Figura 4** - Placa de circuito elétrico pronta. Fios condutores soldados na extremidade da placa levam informações até placas de aquisição de dados 56
- Figura 5** - Esquema de condução de informações sobre tensão obtidas por SG. (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..... 56
- Figura 6** - A) Modelo estre em poliuretano com pilares universais instalados; (B) Modelo de gesso tipo IV com análogos dos pilares universais; (C) Modelo de gesso simulado uma situação clínica..... 57
- Figura 7** - “Guia” de escaneamento 58
- Figura 8** - 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..... 59
- Figura 9** - Esquerda: máquina de usinagem; Direita: forno de sinterização..... 60
-
-

Figura 10 - Infraestrutura usinada em zircônia. Esquerda: vista vestibular; Centro: vista lingual; Direita: vista oclusal.....	60
Figura 11 - Esquerda: máquina de sinterização a laser acoplada à administradora de gás; Direita: Camada de pó de metal fundida por feixes de laser	61
Figura 12 - Infraestrutura em Co-Cr sinterizada a laser antes (acima) e após (abaixo) acabamento. Esquerda: vista vestibular; Centro: vista lingual; Direita: vista oclusal	61
Figura 13 - Matriz de silicona confeccionada para padronização dos corpos de prova. Espécimes sinterizados estão sendo oldados	62
Figura 14 - Infraestrutura em Ni-Cr confeccionada convencionalmente pela técnica da cera perdida. Esquerda: vista vestibular; Centro: vista lingual; Direita: vista oclusal	63
Figura 15 - 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)	63
Figura 16 - Modelo experimental posicionado na máquina de ensaio universal EMIC. Cabos referentes a cada strain gauge conectados ao seu respectivo canal no dispositivo de aquisição de dados, o qual transmitia os sinais para o computador.....	64
Figura 17 - Aplicação de carga axial no centro da superfície oclusal do pântico com os pilares devidamente parafusados sobre os mini pilares	66
Figura 18 - Microscópio confocal a laser LEXT OLS 4000 (Olympus, Japão). Na tela do computador a imagem do mini pilar na qual estão sendo feitas as medidas.	67
Figura 19 - Matriz de silicona individual para cada espécime	68
Figura 20 - Etapas de inserção do espécime na silicona de forma que ficasse paralelo	68

Figura 21 -	Com um peso de 800g garantiu-se o espalhamento da silicona. Note a infraestrutura inserida, as marcações correspondentes aos SG do intermediário foram marcadas antes da inserção, e posteriormente, transferidas para a matriz de silicona como mostra a figura.....	69
Figura 22 -	Imagem da infraestrutura do grupo sinterizado, corpo de prova D, correspondente a porção mesial da peça. As setas em amarelo representam as marcações feitas na silicona para guiar a posição dos <i>strain gauges</i> instalados nos mini pilares do modelo experimental	70
Figura 23 -	a) Remoção do mini pilar mesial; b) Após a remoção o mini pilar foi parafusado em um análogo de implante e fixado numa morsa, c) para que pudesse dar o torque novamente.....	70
Figura 24 -	a) Mini pilar parafusado no análogo e fixado no delineador por um transferente de mini pilar; b) colocação da silicona para fixação perpendicular do mini pilar.....	71
Figura 25 -	Imagem adquirida através do microscópio confocal a laser.....	74
Figura 26 -	Imagem ilustrativa de como é delimitada a área onde se deseja fazer as medidas. A região delimitada forma a imagem de um triângulo no qual podemos obter a medida da altura dessa infraestrutura, o comprimento das paredes e o ângulo formado por elas.....	74
Figura 27 -	Imagem formada pelo software correspondente à região de interesse. A altura da infraestrutura nesta região é apresentada pelo cateto demarcado do triângulo formado da figura	75
Figura 28 -	O comprimento da infraestrutura nesta região é apresentada pela hipotenusa demarcada do triângulo formado da figura	75
Figura 29 -	A angulação formada pelas paredes da infraestrutura nesta região é representada pelo ângulo do triângulo formado da figura	75
Figura 30 -	Representação dos intermediários divididos em regiões de acordo com a posição dos <i>strain gauges</i> . Valores encontrados em cada SG após aplicação de carga no grupo convencional	80

Figura 31 - Representação dos intermediários divididos em regiões de acordo com a posição dos <i>strain gauges</i> . Valores encontrados em cada SG após aplicação de carga.....	81
Figura 32 - Representação dos intermediários divididos em regiões de acordo com a posição dos <i>strain gauges</i> . Valores encontrados em cada SG após aplicação de carga no grupo sinterizado	81
Figura 33 - Ilustração esquemática do comportamento das infraestruturas do grupo convencional, a partir das medidas e das deformações apresentadas por este (Vista vestibular).....	97
Figura 34 - Ilustração esquemática do comportamento das infraestruturas do grupo usinado, a partir das medidas e das deformações apresentadas por este (Vista vestibular)	97
Figura 35 - Ilustração esquemática do comportamento das infraestruturas do grupo sinterizado, a partir das medidas e das deformações apresentadas por este (Vista vestibular).....	97

- QUADROS

QUADRO 1 - Denominação e localização dos <i>strain gauges</i>	55
--	----

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1** - Média e desvio padrão ($\pm$ DP) para os valores de deformação em microstrains ($\mu\epsilon$). No Teste Tukey, os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (letras do início do alfabeto relacionam as linhas; letras do final do alfabeto relacionam as colunas) 79
- Tabela 2** - Média e desvio padrão ($\pm$ DP) dos valores dos *strain-gauges*, de cada material nos abutments. No Teste Tukey os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (letras do início do alfabeto relacionam as linhas; letras do final do alfabeto relacionam as colunas)..... 82
- Tabela 3** - Média geral das medidas de **ângulo** (em graus) dos mini pilares e dos espécimes de cada material. No teste Tukey os valores com mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05) 83
- Tabela 4** - Média dos valores encontrados para **comprimento** (micromêtros- μm) das paredes internas dos espécimes de cada material e externa dos mini pilares, separados por regiões mesial e distal. No teste Tukey os valores com mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05) 83
- Tabela 5** - Média geral das medidas de **comprimento** (micromêtros- μm) dos mini pilares e dos espécimes de cada material. No teste Tukey os valores com mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05) 84
- Tabela 6** - Média dos valores encontrados para **altura** (micromêtros- μm) dos espécimes de cada material e dos mini pilares, separados por regiões mesial e distal. No teste Tukey os valores com mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05) 84
-
-

Tabela 7 - Média geral dos valores encontrados para altura (micrometros- μm) dos mini pilares e dos espécimes de cada material. No teste Tukey os valores com mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).....	85
Tabela 8 - Teste estatístico de Pearson na região do SG5 (lingual do mini pilar distal)	85
Tabela 9 - Teste estatístico de Pearson na região do SG4 (disto-vestibular do mini pilar distal)	86
Tabela 10 - Teste estatístico de Pearson na região do SG6 (mésio-vestibular do mini pilar distal)	86
Tabela 11 - Teste estatístico de Pearson na região do SG12 (lingual do mini pilar mesial)	86
Tabela 12 - Teste estatístico de Pearson na região do SG11 (disto-vestibular do mini pilar mesial)	87
Tabela 13 - Teste estatístico de Pearson na região do SG13 (mésio-vestibular do mini pilar mesial)	87

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

Pd	Paládio
Ag	Prata
Au	ouro
Co	cobalto
Cr	Cromo
Ti	Titânio
Nb	Nióbio
Mo	Molibdênio
Si	Silício
Al	Alumínio
SG	canal de extensômetria
CAD	desenho assistido por computador
CAM	manufatura assistida por computador
°	Graus
g	Gramas
L	comprimento final
L₀	comprimento inicial
ΔL	variação do comprimento
mm	Milímetros
cm³	centímetro cúbico
Ncm	Newton centímetro
N	Newton
PU	Poliuretano
ε	Tensão
με	Microstrains
μm	Micrômetros
MHz	mega hertz
GPa	giga pascal

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA	25
2.1	Análise da Biomecânica em Prótese sobre Implante	27
2.2	Passividade em Prótese sobre Implante	30
2.3	Análise com Strain gauges em Prótese sobre Implante	33
2.4	Sistemas de confecção de infraestruturas implantossuportadas.....	36
2.4.1	Sistema convencional.....	36
2.4.2	Sistemas CAD/CAM	38
2.4.2.1	Usinagem	39
2.4.2.2	Sinterização a laser	42
3	PROPOSIÇÃO	47
4	MATERIAL E MÉTODOS	51
4.1	Modelo experimental	53
4.2	Obtenção dos corpos de prova.....	56
4.3	Divisão dos grupos estudados e denominação dos corpos de prova	63
4.4	Realização dos testes	64
4.5	Coleta dos dados.....	71
5	RESULTADOS.....	77
6	DISCUSSÃO	89
7	CONCLUSÕES	99
	REFERÊNCIAS.....	103
	ANEXOS	115

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A obtenção de infraestruturas implantossuportadas que apresentem adaptação passiva aos intermediários em que são parafusados é o que almeja todo fabricante de implantes e seus componentes (JEMT, T., 1991; ASSIF, et al., 1996; KAN, et al., 1999). Porém, não existem parâmetros bem estabelecidos do que constitui essa passividade (ASSIF, et al., 1996). A literatura indica, como problemas oriundos de uma adaptação não passiva da estrutura, o fracasso das restaurações, a possibilidade de reabsorção da crista óssea, com consequente perda do implante e a fratura e/ou afrouxamento dos parafusos (HECKMANN, et al., 2004; BARBOSA; SOARES, 2008).

Sabe-se que infraestruturas com adaptação clinicamente aceitável podem evitar estresses sobre o osso e intermediários, resultantes da carga aplicada sobre a restauração (HOLLWEG, et al., 2012). A literatura descreve como aceitável um espaço vertical na interface abutment-prótese em torno de 10 µm (BRANEMARK, PI, 1987), porém dificilmente encontra-se passividade completa. A imprecisão decorrente dos diversos passos laboratoriais existentes na produção de uma infraestrutura é considerada inevitável em virtude dos vários materiais e técnicas utilizados. Excluindo a possibilidade de procedimentos mal executados, existem fatores clínicos e laboratoriais que contribuem para a distorção final das próteses (SAHIN; ÇEHERELI, 2001; ASSUNÇÃO; GENARI-FILHO; ZANIQUELL, 2004; BARBOSA, et al., 2007).

No caso de próteses sobre implante são usados cilindros pré-fabricados na confecção das infraestruturas, o que é justificado pela indústria de implantes e componentes protéticos, por apresentarem uma melhor adaptação aos abutments em que são parafusados. No entanto, isso não exclui a necessidade de submeter os cilindros a procedimentos laboratoriais, favorecendo o surgimento de desajustes. Quando um único cilindro está conectado a um pilar é esperado que forças de compressão atuem ao longo de toda periferia do abutment, resultantes do aperto exercido pelo parafuso. Idealmente, essa deformação por compressão deve ser mensurável e uniforme ao longo de toda periferia do intermediário, sendo influenciada pelo ajuste entre o pilar e o cilindro. Considerando uma prótese fixa de três elementos ou mais, soldados entre si, espera-se que eles irão apresentar

diferentes níveis de deformação como resultado da estrutura de ligação. Alguns trabalhos demonstram que o padrão de distribuição de tensões sobre os pilares dependem do tipo de liga utilizada na confecção da infraestrutura (GOODACRE, et al., 1999; GOLL, GE, 1991; AKÇA, et al., 2002; RUBO, et al., 2008; SUEDAM, et al., 2009; MORETTI-NETO RT, et al., 2009).

Diante da ausência de peças completamente ajustadas, Kano, Binon e Curtis (2007) apresentaram uma classificação sistemática para a relação interface implante e abutment. Quatro classes de desajustes foram propostas: tipo I = caracterizado pela ausência de desajuste; tipo II = com presença de desajuste horizontal; tipo III = com desajuste vertical; e, tipo IV = associação entre desajuste vertical e horizontal. Além disso, foram relatados desajustes do tipo rotacional – o que seria uma folga rotacional entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do intermediário (BINON, 1995) e do tipo angular, que se apresenta em forma de plano inclinado na plataforma de assentamento da infraestrutura protética. Todavia, existem poucos trabalhos na literatura que avaliam a influência dos desajustes angulares sobre os implantes, seus componentes e estrutura óssea adjacente (JEMT; LIE, 1995; ASSUNÇÃO et al., 2009).

Vários métodos existem para avaliar a tensão gerada pelo assentamento de uma prótese sobre o intermediário e implante correspondente. Uma opção para avaliações experimentais das características dos procedimentos clínicos e laboratoriais é a análise com *strain gauges* ou extensometria. No caso dos extensômetros elétricos, instalados na superfície do material a ser avaliado, é possível obter dados quanto às forças exercidas sobre os implantes/ intermediários, e ainda transferidas às estruturas de suporte (CLELLAND et al., 1993; SPIERKERMANN et al., 1995). Quando uma carga (tensão) é aplicada a um corpo, ocorre a sua deformação que é expressa em “ ϵ ” (épsilon). Para corpos muito rígidos, como é o caso dos metais, ou quando a força exercida é de baixa intensidade, esses valores são muito pequenos e, assim, a compressão ou o alongamento relativo são expressos em $\mu\epsilon$ (microdeformação ou microstrain), que corresponde $10^{-6} \epsilon$. Mil unidades de microdeformação (1.000m ϵ) correspondem ao alongamento ou compressão de 0,1% da estrutura em questão (FROST, 1994; WISKOTT; BELSER, 1999).

A ausência de um único método eficaz na avaliação da adaptação passiva remete à necessidade de buscar novas formas de mensurar ou quantificar essa

adaptação. Assim, o estudo das microdeformações nos componentes de implantes, decorrentes de seu assentamento e aparafusamento, pode ser utilizado como um indicativo do nível de passividade obtido com determinada infraestrutura.

As desadaptações angulares estudadas por Bianco (2014) foram capazes de influenciar a distribuição de tensões na região perimplantar, e ainda, demonstraram que quanto maior o nível de desadaptação mais altas foram as tensões geradas. Visando dar continuidade aos estudos recentes neste assunto, (HOLLWEG et al., 2012; ALBARRACÍN, 2011; COSTA et al., 2011, BRAGA, 2013; BIANCO, 2013) os quais vem sendo realizadas pelo Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru-SP (FOB-USP), este trabalho procura entender melhor o que poderia ocasionar essas desadaptações, as quais resultam em tensões, partindo do princípio que elas podem ser oriundas do método e/ou materiais utilizados na sua fabricação. Para isso, avaliamos a correlação da deformação gerada pela aplicação de carga nas infraestruturas com suas medidas internas de comprimento, altura e angulação.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

Esta revisão de literatura foi dividida em tópicos, abordando os assuntos individualmente, para facilitar a leitura. Foram reunidos trabalhos prévios relevantes para essa pesquisa.

2.1 Análise da Biomecânica em Prótese sobre Implante

O precursor que enfatizou a importância da biomecânica nas próteses sobre implante, foi Skalak (1983). Este autor publicou um dos primeiros trabalhos a respeito deste assunto afirmando que o sucesso ou a falha deste tipo de prótese tem como fatores críticos a incidência e a transferência de estresses mecânicos sobre os implantes e destes para o tecido ósseo adjacente. Sugerindo que tanto o tecido ósseo como os implantes sejam submetidos somente a forças aos quais estão aptos a receber, salientou que a conexão rígida da prótese parcial fixa com o implante osseointegrado constitui uma unidade e, conseqüentemente, qualquer desalinhamento entre a prótese fixa e o implante resulta em um estresse interno entre prótese, implante e osso. Enfatizou que muito embora esse estresse não possa ser detectado visual ou clinicamente, pode ocasionar falhas, mesmo na ausência de forças externas, destacando a importância da utilização de materiais e técnicas que absorvam e distribuam melhor as cargas.

Diante dos tipos de forças que atuam sobre o sistema prótese, implante e osso, a força axial é a mais favorável quanto a distribuição uniforme do estresse no implante. O assentamento perfeito entre infraestrutura e os pilares é a garantia para que o momento seja uniformemente distribuído, caso contrário algumas unidades receberão maior porção da carga, enquanto outras não serão devidamente carregadas. Um exemplo disso é a infraestrutura não apresentar rigidez adequada, o que resulta na unidade mais próxima da carga receber maior parte do momento. Situações assim levam a apresentação do ponto mais fraco do sistema: o parafuso de ouro pra fixação da prótese. Algumas vezes as fraturas desses parafusos ocorrem e a causa mais comum é o afrouxamento. Se este fraturar, mesmo estando

bem apertado, pode indicar a imprecisão da infraestrutura protética (RANGERT, JEMT e JÖRNEUS, 1989).

Outros estudos concluíram que o afrouxamento é um problema potencial de todos os tipos de parafuso, não somente daqueles em ouro. O apertamento insuficiente e a geometria do parafuso são as causas principais, pois a força de tensão age no sentido da cabeça para as roscas do parafuso. Quanto maior for a pré-carga, melhor será a força de contato entre o intermediário e o implante. E quanto mais rígidos forem os materiais, mais estável é a união. Durante o apertamento, o parafuso sofre forças de tensão, o que propicia um certo alongamento do mesmo já que todos os materiais apresentam certo grau de elasticidade. Maior a estabilidade final do parafuso, quanto maior for o alongamento (JÖRNEUS, JEMT e CARLSSON, 1992).

Weinberg (1993) afirma que uma pré-carga insuficiente e/ou adaptação inadequada entre a infraestrutura e o intermediário pode acarretar na fratura ou deformação do parafuso de retenção. Isto ocorre porque uma desadaptação na interface intermediário/infraestrutura gera força de cisalhamento no parafuso, o que pode ser maior que a capacidade de suportar, podendo causar a fadiga do metal e até a sua falha. No caso de uma prótese unitária o afrouxamento é facilmente detectável, já numa prótese extensa a falta de adaptação, concomitante a falha do parafuso, alteram a distribuição da força oclusal para outras regiões, podendo sobrecarregar alguns dos implantes.

Taylor (1998), avaliando os problemas encontrados na implantodontia, observou que a desadaptação dos componentes protéticos têm um papel importante nas falhas mecânicas. Ressaltou ainda, a conexão do intermediário com o implante, mantida pelo parafuso, é uma região sujeita aos altos níveis de tensão devido a proximidade com a crista alveolar, região que dissipa as forças mastigatórias.

A teoria “mecanostática”, proposta por Frost (1994), pode ser utilizada para quantificar qual a tensão máxima suportada pelo osso, na tentativa de correlacionar as forças transmitidas aos implantes osseointegrados, com os graus de remodelação óssea sofrida pelos tecidos circunjacentes. Assim, foi estabelecido uma “tensão mínima efetiva”(TME) de 50 $\mu\epsilon$ (microstrain – unidade de deformação) acima da qual a resposta adaptativa ocorreria, descrevendo “janelas”de atividade. Quando os valores dos sinais mecânicos da deformação óssea permanecem abaixo de 50 $\mu\epsilon$ (“janela de desuso”- atrofia) o osso é perdido por aumento da remodelação,

com balanço negativo entre reabsorção e formação. No intervalo de 50 μ e e 1500 μ e (“janela fisiológica”- remodelação óssea) ocorre o equilíbrio entre formação e reabsorção, ; quando o valor ultrapassar 1500 μ e (“janela de sobreuso”- hipertrofia), a modelação óssea pode ocorrer. Deformações acima de 3000 μ e a 4000 μ e (“sobrecarga patológica”) podem gerar reabsorção, e a tensão de fratura do osso está em torno de 25000 μ e. O autor ainda sugere, que certos hormônios e agentes bioquímicos podem enganar o sistema alterando os limites das janelas fisiológicas, permitindo então, que o uso mecânico normal aumente a densidade e resistência óssea significativamente.

De acordo com Oh et al. (2002), os principais fatores relacionados à perda óssea precoce ao redor dos implantes são: trauma cirúrgico, sobrecarga oclusal, periimplantite, *microgap* entre intermediário e implante, formação do espaço biológico e desenho do pescoço do implante. Na revisão desses autores foi demonstrado que o estresse se concentra na região da crista óssea ao redor dos implantes. Se algum tipo de força excessiva está presente após o carregamento da prótese inicia-se a perda óssea nesta região. Neste caso, a densidade óssea afeta a quantidade de perda óssea, e também com o carregamento progressivo dos implantes esta densidade aumentaria. O estabelecimento do espaço biológico dos implantes poderia contribuir para a perda óssea precoce ao redor dos implantes. Percebe-se que a formação do espaço biológico está relacionada à localização do *microgap* e a localização da superfície lisa/rugosa do pescoço do implante poderiam contribuir para a perda óssea precoce da crista. Na opinião dos autores trabalhos randomizados são necessários para determinar o verdadeiro mecanismo de perda óssea precoce.

Na revisão de literatura de Sahin et al. (2002), foram listados trabalhos que avaliavam a influência das forças funcionais na biomecânica de próteses implantossuportadas. Alguns dos fatores que influenciam na distribuição de cargas são: geometria, tamanho, diâmetro, angulação e localização dos implantes no arco, bem como, geometria e material das próteses, assentamento da infraestrutura, localização, direção e magnitude das forças aplicadas, dentição antagonista, deformação mandibular, densidade óssea, idade e sexo do paciente e rigidez dos alimentos. Concluíram que existe uma melhora no tratamento com implantes osseointegrados quando o conjunto prótese implante não recebe forças oclusais excessivas. Quando acontece uma sobrecarga (acima de 4000 μ e) o estresse e a

tensão gerados excedem o limiar fisiológico tolerado pelo osso e ocorrem microfraturas na interface implante/osso. Falhas tardias em implantes, para estes autores, após a instalação das próteses, são observadas e estão correlacionadas com complicações biomecânicas e que os mecanismos relacionados com estas falhas ainda não são totalmente entendidos contando com uma literatura inconclusiva neste assunto.

2.2 Passividade em Prótese sobre Implante

Em um estudo longitudinal, em que avaliavam a efetividade clínica de implantes osseointegrados, foram descritos os aspectos clínicos e as complicações encontradas. A fratura do parafuso de ouro foi a falha protética mais comum. Os autores justificam esse problema em decorrência de sobrecargas ou ausência de adaptação passiva da infraestrutura. Afirmaram ainda que, a maioria dos problemas encontrados foi de natureza iatrogênica, embora alguns fossem inerentes ao próprio método (ZARB e SCHMITT, 1990).

Em outro estudo longitudinal (JEMT, 1991), foi feito um acompanhamento de próteses parciais fixas sobre implante ao longo do primeiro ano de instalação. Com este período de observação foi possível concluir que uma prótese com desenho adequado, sendo está rígida e com adaptação passiva, o risco de fratura dos componentes é baixo e a incidência dessa falha é maior no primeiro ano de função. A maioria dos problemas foram facilmente resolvidos, poucos comprometeram a estabilidade contínua das próteses fixas.

Goll (1991) descreveu as dificuldades em se obter uma infraestrutura com perfeita adaptação, uma vez que os passos para confecção de uma prótese sobre implantes são críticos. A fim de reduzir erros e distorções durante a confecção da infraestrutura, o autor recomendou a utilização, preferencialmente, de componentes usinados, por apresentar uma adaptação mais previsível em relação aos componentes plásticos fundíveis. A adaptação dos componentes de moldagem e do cilindro deve ser verificada durante as etapas clínicas para assegurar que todos os componentes se encaixem adequadamente. Recomendou ainda, a fundição da infraestrutura metálica em monobloco, justificando que a soldagem de duas ou mais partes pode alterar as propriedades do metal.

No estudo de Aguiar-Junior et al. (2009) compararam a precisão do ajuste de três tipos de infraestruturas, de três elementos implantossuportadas, fundidas em liga de níquel-cromo das seguintes formas: fundida em peça única, fundidas em peças separadas na região do pântico com seções transversais ao longo eixo e na diagonal, posteriormente soldadas a laser. No teste de aperto de um único parafuso, com as leituras feitas do lado oposto ao apertado, o grupo fundido em monobloco ($57\mu\text{m}$) foi significativamente diferente do grupo seccionado diagonal ($18\mu\text{m}$), mas não diferente do grupo seccionado transversalmente ($31\mu\text{m}$). Os resultados mostram que a soldagem de infraestruturas seccionadas diagonalmente reduz os níveis de desajuste da prótese, e também, melhoram os níveis de passividade quando comparados à fundição em monobloco.

Para Yanase et al. (1994) a prova da infraestrutura é um dos procedimentos mais críticos durante a fabricação de uma prótese implantossuportada. A distorção do modelo pode ter papel fundamental na fabricação da infraestrutura, fendas de até $150\mu\text{m}$ são fechadas pelo aperto dos parafusos. O exame visual e a sondagem são usados como complemento de identificação da adaptação. Estes autores afirmam ainda, um assentamento defeituoso da infraestrutura adiciona estresse desnecessário na interface entre osso e implante mesmo antes de uma carga oclusal ter sido aplicada. Obter um assentamento passivo de uma prótese fundida implantossuportada é um aspecto extremamente importante para os implantes.

Também sugeriram (YANASE et al., 1994) que a inspeção visual e o apertamento do parafuso são as melhores formas de avaliar a adaptação. Durante o aperto do parafuso distal deve-se observar a adaptação do outro lado da peça. Técnica facilmente realizada clínica e laboratorial, embora não seja possível quando a interface está localizada a nível subgengival. Neste caso, o autor recomenda observar a quantidade de voltas necessárias para apertar o parafuso e caso um parafuso exija mais voltas pode ser indício de um desajuste vertical.

Milington e Leung (1995) avaliou a adaptação individual de uma infraestrutura de ouro, parafusada sobre quatro intermediários. Diferentes alturas de discrepâncias verticais foram introduzidas entre o intermediário e a infraestrutura. Um transdutor foi utilizado para medir o tamanho da fenda. Como resultado, o nível de aumento do estresse com o aumento da fenda não foi proporcionalmente linear. A maior concentração de estresse foi evidenciada sobre os intermediários. O nível de estresse mostrou um rápido aumento chegando a um platô com a fenda de $55\mu\text{m}$.

Fendas maiores que 55µm, o parafuso não é capaz de exercer força suficiente para aproximar a infraestrutura e o intermediário, ou seja a pré-carga não era alcançada com o torque utilizado.

Segundo Carlson e Carlson (1994), adaptação passiva significa que uma prótese pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão. No entanto, não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto do parafuso gera certa deformação da prótese e/ou do osso, induzindo algum estresse ao sistema. Uma prótese mal adaptada gera estresse e tensão adicional que diminui a longevidade dos componentes. Sugeriram duas formas de medir o grau de desadaptação; uma medindo as forças induzidas durante o aperto dos parafusos, outra através da medida da extensão da desadaptação por meio de um microscópio. A precisão da adaptação entre implante/ intermediário e o componente protético da infraestrutura tem sido discutida como um fator significativo na transferência do estresse, na biomecânica dos sistemas de implantes, no que diz respeito a complicações e resposta biológica dos tecidos nesta interface.

De acordo com Sahin e Çehreli (2001), para proporcionar um assentamento passivo de uma prótese a infraestrutura deveria, teoricamente, induzir tensão igual a zero nos componentes do implante e seu entorno ósseo quando na ausência de carga externa. Como já foi salientado por outros autores (ASSUNÇÃO; GENARIFILHO; ZANIQUELL, 2004; BARBOSA et al., 2007), essa passividade é difícil de ser obtida em consequência dos procedimentos clínicos e laboratoriais que envolvem a confecção das infraestruturas. O simples aperto dos parafusos causa tensões no sistema e a magnitude depende da quantidade de desajuste. No entanto, uma adaptação marginal aceitável não significa a obtenção de uma adaptação passiva. Por isso, estes autores sugerem uma avaliação da tensão gerada em cada intermediário e/ou componente protético antes e após o apertamento dos parafusos e/ou cimentação para verificar a passividade de uma infraestrutura. Para isso é necessário a utilização de “*strain gauges*” (extensômetros).

2.3 Análise com *Strain gauges* em Prótese sobre Implante

Existem vários métodos de investigação e análise biomecânica em prótese sobre implantes. A utilização de extensômetros (*strain gauges*) possibilita a aquisição de resultados valiosos, podendo qualificar e quantificar as forças exercidas sobre implantes e às estruturas de suporte. Segundo Rubo e Souza (2001), a extensometria é a melhor opção para as avaliações experimentais que têm por objetivo delinear de forma mais precisa as características dos procedimentos clínicos e laboratoriais. E ainda, descrevem os *strain gauges*, ou extensômetros, como pequenas resistências elétricas que alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que os percorre, quando submetidos a mínima deformação sofrida. Estes sensores registram, com precisão, qualquer tensão ou deformação sofrida pelo objeto em que estão aplicados.

No trabalho de Karl et al. (2009) são discutidos os métodos atuais aplicados na análise biomecânica em Odontologia. Para fins ilustrativos, foram avaliadas as tensões desenvolvidas por uma prótese fixa implantossuportada sem passividade, por quatro técnicas diferentes: fotoelasticidade, *strain gauges*, elemento finito e análise tridimensional da deformação. Com os *strain gauges*, segundo esses autores, é possível obter resultados quantitativos que podem ser usados numa simulação de carga nos implantes. Os valores fornecidos por esses extensômetros podem ser utilizados como base de cálculo em elemento finito.

Na Odontologia, muitas medições são feitas utilizando *strain gauges*, como: avaliação de efeitos de abrasão, desempenho de materiais reembasadores sobre dentaduras, pré-carga em parafusos, contração de polimerização de compósitos, deformação de raízes durante tratamento endodôntico, precisão de diferentes técnicas de moldagem e, principalmente, carregamento sobre e ao redor de componentes e implantes dentários (KARL et al., 2009b).

Hegde et al. (2009), testou a exatidão das medições realizadas com extensômetros para validar o seu uso em estudos de desadaptação. O estudo demonstrou que ausência ou presença de *microgaps* não é indicativo de passividade, sugerindo que esse não é um parâmetro confiável. Porém, a forte correlação encontrada entre desadaptação e tensão sugere que extensômetros podem ser utilizados com a finalidade de estimar a passividade de uma infraestrutura sobre implante.

Numa revisão crítica que compararam métodos clínicos e laboratoriais utilizados para avaliar a adaptação de próteses sobre implante (ABDUO et al., 2010), os autores consideram que métodos clínicos apresentam limitações, enquanto os laboratoriais são mais precisos. A extensometria foi citada como um método *in vitro* que apresenta simplicidade em situações complexas, dados quantitativos e qualitativos, uso em infraestruturas intraoral, e ainda em situações onde materiais simulam as condições reais. Como desvantagem foi apresentado a sua extrema sensibilidade a mudança de temperatura, ruídos e análise restrita ao seu posicionamento.

Baseado nas vantagens que esse método de avaliação apresenta, um trabalho (ABDUO et al., 2011) utilizou *strain gauges* para avaliar o nível de adaptação de infraestruturas sobre implante quanto aos valores quantitativos e qualitativos apresentados após aplicação de carga constante em direções pré-determinadas, sobre os implantes. Quantitativamente, houve um aumento de tensão durante o aperto dos parafusos, mas que atingiu um platô ao final. Qualitativamente, os valores de compressão apresentavam-se negativos, enquanto os de tensão positivos, mas houve uma tendência de valores contrários ocorrerem em *strain gauges* em posições contrárias.

Albarracín (2011) avaliou através de extensômetros a deformação gerada no intermediário e osso perimplantar de coroas unitárias implantossuportadas, após aplicação de carga. O trabalho utilizou cilindros de ouro sobrefundidos com liga de PdAg, cilindros de CoCr usinado sobrefundidos com a liga NiCoCr, cilindros de acrílico fundido com a liga de NiCoCr. Cada corpo de prova, quatro de cada grupo, foi submetido à aplicação de carga axial de 300N no centro da oclusal de cada coroa, em uma máquina de ensaio universal. Os resultados mostraram que os tipos dos cilindros não alteraram o resultado final de distribuição de tensão no intermediário, após o carregamento. As coroas confeccionadas com o cilindro de CoCr usinado tiveram o comportamento mais estável, com relação à uniformidade, na distribuição das tensões no intermediário e no osso simulado, quando comparado aos demais grupos.

Costa (2011) estudou, com auxílio de *strain gauges*, a deformação ocorrida nos intermediários e região perimplantar durante sete etapas de confecção de uma prótese parcial fixa, parafusando a infraestrutura da mesma. As leituras foram realizadas em sete momentos, obtendo os valores médios de deformação no

poliuretano e no intermediário, respectivamente: 1) cilindros de cobalto-cromo pré-fabricados, grupo controle (36,4µε e 87,5µε); 2) infraestrutura sobrefundida em monobloco com liga de níquel-cobalto-cromo (340,3µε e 131,4µε); 3) em seguida seccionada com espaço livre para solda (43,2µε e 66,6µε); 4) seccionada com espaço livre para solda preenchida com resina acrílica quimicamente ativada (Duralay) (74µε e 86,8µε); 5) seccionada e soldada (280µε e 146,2µε); 6) soldada com aplicação de cerâmica (288,7µε e 151,1µε) e 7) finalizada com aplicação do glaze, acabamento e polimento (359,9µε e 197,8µε). Os resultados permitiram concluir que o procedimento de soldagem diminuiu os níveis de deformação, enquanto que as outras etapas aumentaram as deformações.

Hollweg et al. (2012), em um trabalho que avaliava a deformação sofrida nos pilares com a fixação de infraestruturas de cobalto-cromo e prata-paládio, observou uma combinação de forças de compressão e tração em ambos os pilares. Além disso, o autor relata que apesar de visualmente bem adaptadas, as infraestruturas não transmitem carga aos pilares de maneira uniforme.

Bianco (2013) estudou a influência das desadaptações angulares unilaterais na distribuição de tensões na região perimplantar de pilares tipo UCLA, no momento da pré-carga e carga axial. Infraestruturas de CoCr foram divididas em 4 grupos: 1) adaptado; 2) desadaptação 50µm; 3) desadaptação 100µm; 4) desadaptação 200µm, todas as desadaptações são por vestibular unilateral angular. Quatro extensômetros foram utilizados para aferir a quantidade de deformação, em cada um dos implantes (ao todo 2) foi posicionado um *strain gauges* na região vestibular, distal, lingual e mesial. Foram realizados dois testes: um teste de pré-carga com um torque de 32Ncm e o teste de carga com uma força axial estática de 300N. Como conclusão, o trabalho mostrou que as desadaptações influenciam na distribuição das tensões na região perimplantar e que quanto maior a desadaptação, mais altas são as tensões geradas.

Braga (2013), avaliou através de *strain gauges* o desenvolvimento de tensão provocada pela fixação de infraestruturas confeccionadas pelo CAD/CAM e pela fundição convencional. Os grupos das infraestruturas eram divididos da seguinte forma: 1) Ni-Cr fundidas convencionalmente pela técnica da cera perdida; 2) Zircônia confeccionada pela técnica do CAD/CAM de usinagem; 3) Co-Cr confeccionada pela técnica CAD/CAM de sinterização a laser. Durante o aperto dos parafusos as tensões eram registradas no intermediário e no material de osso simulado. O estudo

concluiu que as duas técnicas de CAD/CAM testadas não proporcionam infraestruturas com passividade superior às obtidas convencionalmente. Além disso, todas as peças apresentam certo grau de desadaptação, o que implica em uma distribuição não homogênea das tensões geradas no sistema.

2.4 Sistemas de confecção de infraestruturas implantossuportadas

A literatura tem mostrado resultados positivos quanto ao uso de extensômetros na análise de tensão gerada no sistema infraestrutura/ intermediário/ implante, o que contribui para avaliação da passividade de uma infraestrutura. Contudo, algumas estratégias conhecidas podem ser utilizadas a fim de assegurar um melhor assentamento das infraestruturas como: minimizar a influência dos materiais de moldagem e confecção dos modelos de gesso, uso de ligas metálicas que apresentem baixa contração de fundição, seccionamento e soldagem posterior. Cada etapa da confecção de uma prótese é capaz de influenciar na adaptação final da mesma, além disso os materiais e técnicas utilizadas atualmente não são precisos dimensionalmente, o que anseia por futuros desenvolvimentos.

Assim sendo, será abordado as duas técnicas mais utilizadas hoje para confecção de infraestruturas, são elas: fundição convencional, pela técnica da cera perdida; Sistemas CAD/CAM, usinagem e sinterização a laser.

2.4.1 Sistema convencional

A técnica de confecção de infraestruturas a partir de um padrão de cera foi adaptado pela Odontologia a partir de uma técnica utilizada para confecção de jóias (VAN NOORT, 2012). Este sistema de fundição tradicional demanda tempo e mão de obra intensiva devido às suas várias etapas de fabricação, além de apresentar uma grande limitação que é a distorção da peça fundida, algo inerente a técnica. São várias as fontes de erro, como por exemplo, tomada de impressão, confecção do modelo mestre, proporção da mistura de revestimento e técnica de fundição. Em virtude das limitações desta técnica, e a necessidade de trabalhos mais precisos, várias técnicas aditivas de correções surgiram, como: seccionamento e soldagem,

soldagem a laser, uso de elementos pré-fabricados e eletroerosão (VAN NOORT, 2012).

Karl e colaboradores (2004, 2005, 2006) realizaram uma série de estudos para verificar se há influência dos métodos de fabricação, ou ainda, retenção das infraestruturas sobre a passividade na adaptação das mesmas. Foi utilizado apenas um modelo experimental em todas as pesquisas, o qual consiste em três implantes com infraestruturas de 5 elementos, dois pânticos e três pilares. Foram quatro grupos diferentes das próteses avaliadas: 1) cimentada/técnica de reposicionamento; 2) parafusada/cilindros totalmente calcináveis; 3) parafusadas/cilindros pré-fabricados e sobrefundidos; 4) parafusada/ cilindros pré-fabricados e agente de união adesivo. Os extensômetros foram posicionados próximos aos implantes e sobre os pânticos.

Os resultados dessa série de trabalhos permitiu concluir que a eliminação de variáveis durante a confecção de uma infraestrutura pode gerar restaurações com melhor adaptação (KARL et al., 2004). Em outra ocasião, foi observado que a cobertura cerâmica provocou aumento nas tensões e, uma certa, desadaptação das próteses convencionais fixas testadas (KARL et al., 2005). Quando avaliado a magnitude de tensão através de elemento finito, desse mesmo modelo de estudo e infraestruturas, considerando uma carga axial 200N, concluiu-se que diante da dificuldade na obtenção de uma passividade absoluta é aceitável apresentar um nível de precisão suficiente para que as restaurações não causem dano ósseo (KARL et al., 2006).

Em 2009, Oyagüe e colaboradores, avaliou a influência do tipo de liga, revestimento e técnicas de fundição na adaptação marginal de infraestruturas cimentadas sobre intermediários de implantes. Foram estudados infraestruturas de três elementos em Co-Cr, Ti e Pd-Au, sendo 10 espécimes de cada. A discrepância vertical apresentada era avaliada através de microscopia eletrônica de varredura. As infraestruturas de Co-Cr apresentaram os maiores valores de discrepância vertical, diferente dos outros materiais. Dessa forma, foi concluído que a adaptação vertical de infraestruturas implantossuportadas foi influenciada pelo tipo de liga, revestimento e método de fundição.

Numa revisão sistemática (ABDUO et al., 2010), em que estudos sobre adaptação de infraestruturas, sobre implantes, confeccionadas por diferentes métodos como fundição por ligas nobres e não nobres foram avaliados, houve uma

tendência de melhores resultados para a adaptação de ligas nobres. Além disso, infraestruturas confeccionadas sobre componentes pré-fabricados parecem menos propensas a imprecisões quando comparadas com aquelas feitas a partir de cilindros totalmente calcináveis. Dentre as ligas não nobres, a de Co-Cr exibiu resultados inferiores em relação a adaptação que a de Ni-Cr, enquanto o Ti apresentou os melhores valores em comparação com as duas ligas. O trabalho concluiu que as peças em metais nobres podem apresentar uma adaptação previsível sem a necessidade de métodos adicionais para melhorá-la, enquanto que as de metais básicos devem passar por tratamentos de solda a laser, eletroerosão para uma adaptação aceitável.

Barbosa et al. (2010) utilizou Ti, Co-Cr e Ni-Cr-Ti como materiais para confecção de infraestruturas implantossuportadas buscando comparar a adaptação vertical e a passividade das mesmas. A partir dos resultados do trabalho foi concluído que a adaptação vertical das infraestruturas não foi afetada pelos materiais testados, mas a liga de Co-Cr apresentou os piores valores para adaptação passiva. Dentro dessa mesma linha de estudo, Torres et al. (2011) utilizou diferentes tipos de ligas para investigar possível correlação entre desadaptação verticais de infraestruturas e tensões transmitidas a implantes. Foi utilizada microscopia óptica para avaliação das desadaptações, e ainda, análise fotoelástica para verificar estresse transmitido aos implantes. Os autores concluíram que não houve correlação entre o grau de desadaptação vertical e a quantidade de estresse gerada para nenhum dos materiais avaliados.

2.4.2 Sistemas CAD/CAM

O desajuste entre prótese e implante é uma fonte de preocupação clínica importante devido à ausência de mobilidade, inerente ao ligamento periodontal ausente nos implantes osseointegrados. Logo, para que ocorra uma acomodação do sistema, métodos foram desenvolvidos para obtenção de restaurações com melhor adaptação. Com o anseio por próteses mais precisas, a tecnologia odontológica, acostumada com o método padronizado de fundição por cera perdida, foi melhorada com a introdução dos sistemas CAD/CAM (MIYASAKI e HOTTA (2011). Francois Duret (1971), introduziu a tecnologia CAD/CAM na Odontologia restauradora. Basicamente, para se utilizar um sistema CAD/CAM, o modelo de trabalho é

escaneado, e uma restauração ou infraestrutura é projetada em um programa de computador (CAD – desenho assistido por computador). A partir desse desenho, a restauração ou infraestrutura é produzida por um equipamento específico (CAM – manufatura assistida por computador), através de um processo de usinagem ou sinterização a laser.

Abduo et al. (2014), numa revisão de literatura verificou o efeito do uso de CAD/CAM, e dos materiais, na adaptação final de próteses implantossuportadas. Os resultados desse trabalho deixa claro que adaptação passiva, realmente, não existe, e que não é possível de se obtê-la com os métodos de fabricação que hoje possuímos, isso inclui: fundição convencional, sinterização a laser, usinagem. Após comparação entre CAD/CAM e outras técnicas de fabricação, existe um consenso entre os trabalhos inclusos nesta revisão de que o CAD/CAM se não superior, é pelo menos equivalente as demais técnicas. Além disso, se apresenta como um método capaz de produzir infraestruturas mais precisas, resultado da eliminação de algumas etapas da fabricação que seriam grandes contribuintes na imprecisão dos trabalhos. Os diferentes resultados quanto a maior precisão das infraestruturas realizadas por CAD/CAM implantossuportadas em comparação com as dentossuportadas, devem ser atribuídos, segundo esses autores, por dois motivos: primeiro, pela boa definição que se tem dos intermediários, quanto aos ângulos, formato, medidas, o que não acontece com os dentes que depende do preparo individual de cada profissional; segundo, as dimensões dos intermediários e implantes fazem parte do software do CAD, não precisam ser escaneadas.

2.4.2.1 Usinagem

A introdução de infraestruturas usinadas em peça única, por meio do sistema CAD/CAM, tem sido uma das abordagens mais recentes quanto ao problema de desadaptação, mesmo esse sendo um processo de fabricação menos dependente de procedimentos laboratoriais manuais como a fundição convencional (SIERRAALTA et al., 2012). O primeiro material utilizado pela técnica CAD/CAM para confecção de infraestruturas sobre implante foi o titânio (ABDUO, 2012), depois como alternativa para o metal, a zircônia se tornou um material disponível, mais estético, alta resistência à fratura, biocompatibilidade, baixa condutibilidade térmica, atributos cruciais para a aplicação dental (KOHORST et al., 2011). A zircônia existe

de dois tipos, em blocos, para ser usada em CAD/CAM. A primeira delas é um bloco totalmente sinterizado, para usinagem direta; a segunda é um bloco parcialmente sinterizado para fabricação em CAD/CAM, mas que posterior a usinagem deve seguir com a sinterização para a obtenção do produto final. O primeiro tipo é menos utilizado por ser bastante rígido os blocos, o que dificulta a usinagem devido o maior desgastes das fresas. Enquanto que o segundo, para atingir a resistência máxima ocorre uma contração de 25 a 30% na zircônia, o que precisa ser calculado antes da usinagem das peças (DENRY e KELLY, 2008). Devido os processos de escaneamento, criação do software, usinagem e efeitos de contração, o uso prático e eficiente do método CAD/CAM deve contar com possíveis imprecisões (REICH et al., 2005).

Karl e Holst (2012) quantificaram a tensão gerada por próteses fixas de três elementos sobre implante, fabricadas por fundição convencional em liga Au-Pd ou pela técnica CAD/CAM (sistema Procera). Durante a fixação das restaurações, os valores de tensão eram registrados, utilizando *strain gauges*. A tensão média variou de $29,35\mu\text{m/m}$ a $2.665,80\mu\text{m/m}$, sendo os maiores valores apresentados pela fundição. Os autores concluíram que a fabricação de restaurações parafusadas sobre implantes, através da técnica do CAD/CAM, proporciona maior passividade de adaptação quando comparado com métodos convencionais.

Winter et al. (2011) avaliou próteses fixas de três elementos, dois pilares sobre implante e um pêntico, com cinco modelos tridimensionais que diferiam em termos de tamanho de malha, geometria óssea, implantes e restauração. Quanto à restauração, havia diferença na forma das infraestruturas que poderia ser baseada na digitalização de uma peça obtida por CAD/CAM, ou apresentar formas livres. Um fator comum à todos os modelos foi a presença de um desajuste horizontal de $10\mu\text{m}$ entre implantes e restauração. Como resultado, o desenho das roscas influenciou nos valores de estresse. Além disso, o modelo de infraestrutura baseada em CAD/CAM apresentou menores níveis de estresse comparado àquelas de formato livre.

Karl e Taylor (2011), através de medidores de tensão compararam o desenvolvimento de estresse provocado pela fixação de próteses fixas implantossuportadas confeccionadas pela fundição convencional e técnica CAD/CAM. Foram fabricados infraestruturas com todos os materiais disponíveis para

o sistema CAD/CAM Etkon (Straumann), sete grupos (n=10), e mais três grupos fabricadas convencionalmente. A conclusão desse trabalho demonstrou que infraestruturas CAD/CAM têm o ajuste tão bom quanto as infraestruturas convencionais e que a escolha do material restaurador tem um pequeno efeito sobre a passividade do ajuste.

Um novo método de análise de desadaptação em infraestruturas sobre implante, com *strain gauges*, foi testado por Abduo et al. (2011). Oito infraestruturas contendo o mesmo desenho, quatro em zircônia e quatro em Co-Cr, todas usinadas a partir da técnica CAD/CAM foram utilizadas para o teste. 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, sugerindo distorção similar. Porém, segundo o método desenvolvido, as peças de zircônia tiveram menores distância entre os implantes, enquanto que as peças de Co-Cr apresentaram um tamanho ligeiramente maior.

Abduo et al. (2012) realizou um trabalho *in vitro* com infraestruturas de titânio e zircônia, ambas confeccionadas a partir do CAD/CAM. Extensômetros foram posicionados próximos aos implantes para avaliação do desenvolvimento de tensão e o ajuste das infraestruturas foi avaliado através de microscópio óptico. Todas as peças produziram tensão periimplantar, porém as de zircônia com menores valores (menor $200\mu\text{m}/\text{m}$) que as de titânio (entre 200 e $250\mu\text{m}/\text{m}$). Quanto a adaptação vertical, os resultados para zircônia (3,7mm) e titânio (3,6mm) foram semelhantes. As infraestruturas de zircônia exibiram uma adaptação passiva significativamente melhor (5,5mm) que as de titânio (13,6mm). Os autores concluíram que a usinagem controlada por computador produziu restaurações de titânio e zircônia com alta precisão, e a tensão desenvolvida relaciona-se mais com o grau de adaptação do que com o tipo de material empregado.

Em 2012 (ABDUO), foi publicada uma revisão sistemática referente à precisão de adaptação e a influência dos materiais de infraestruturas sobre implantes fabricadas por CAD/CAM. O autor revela um consenso entre os trabalhos incluídos que as peças feitas por CAD/CAM foram melhores ou equivalentes em precisão de adaptação àquelas produzidas por outras técnicas. A adaptação vertical, observada

nos estudos, variou de 1 a 27 μ m, ou seja, mesmo sendo uma técnica de alta precisão, certa desadaptação é inevitável. Quanto ao material utilizado, a influência dos diferentes tipos na precisão da adaptação parece mínimo.

Berejuk et al. (2014), realizou um estudo em que compara infraestruturas sobre implantes de zircônia fabricada por CAD/CAM e de Co-Cr fabricadas por diferentes técnicas (fundição convencional a partir de cilindro calcinável, e cilindro pré-fabricado; feito pelo CAD/CAM). Os autores concluem que uma completa passividade não é capaz de ser atingida quando apenas um parafuso da infraestrutura é apertado, e, conseqüentemente, todas as infraestruturas apresentam microgaps no lado contralateral ao aperto do parafuso. Sugerem ainda que, mais estudos devem ser realizados para avaliar o tempo de sobrevivência dessas infraestruturas fabricadas por diferentes métodos.

França et al. (2015), comparou a adaptação de infraestruturas sobre implantes confeccionadas a partir de diferentes técnicas e materiais, por exemplo: zirconia por CAD/CAM, Co-Cr por CAD/CAM, Co-Cr por fundição convencional. Foi avaliado ainda, a confecção a partir de cilindro Co-Cr pré-fabricado, ou calcinável, quando apenas um parafuso era apertado, e depois com os dois parafusos apertados. Através de microscopia eletrônica de varredura o gap marginal era registrado e posteriormente mensurado. Os autores concluíram que infraestruturas fabricadas por CAD/CAM demonstram melhores valores de adaptação marginal em comparação a fundição convencional. O Co-Cr usinado por CAD/CAM apresentou menores gap vertical que a zircônia. Quanto a passividade ela não foi influenciada pela técnica de manufatura ou pelo material usado. E ainda, reiteram que a tecnologia CAD/CAM pode ser usada para fabricação de infraestruturas implantossuportadas com alta precisão de adaptação.

2.4.2.2 Sinterização a laser

Sinterização a laser é uma técnica desenvolvida por Carl Deckard, na Universidade do Texas, que fabrica objetos sólidos de forma livre, esta foi patenteada em 1989 (MAZZOLI, 2013). Trata-se de uma técnica CAD/CAM capaz de construir modelos tridimensionais, camada por camada, baseadas em imagens geradas em um computador. Essa tecnologia possibilitou a 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 um método aditivo de construção de formas, rápido a partir de modelos CAD 3D, ou ainda, por sistemas de digitalização 3D, tomografia computadorizada ou imagens de ressonância magnética. Os arquivos CAD após serem adquiridos por algumas das formas citadas é exportado em formato STL (padrão de linguagem por triangulação) que é o formato padrão para troca de arquivos na indústria (MAZZOLI, 2013). O modo de ação parte de um feixe de laser que traça sobre uma superfície de um pó fortemente compactado feito de material termoplástico. O calor proveniente do laser acaba derretendo seletivamente o pó, seguindo a orientação do sistema computacional, e o desenho formado em cada camada segue a forma da secção transversal do modelo de um determinado nível específico. Todo o processo acontece dentro de uma câmara de fabricação na qual a temperatura está abaixo do ponto de fusão do pó. Assim, o calor proveniente do laser precisa elevar ligeiramente para provocar a sinterização (AKOVA et al., 2009; MANGANO et al., 2012; MAZZOLI, 2013). As vantagens apresentadas por esse processo são: rapidez, economia, peças duráveis, funcionais e complexas. Como desvantagens incluem: superfície granulada nas peças, porosa e áspera, mas passíveis de acabamentos com detalhes não tão vivos e refinados como em outras técnicas de prototipagem (MAZZOLI, 2013).

A fim de estudar esta nova tecnologia de confecção de infraestruturas em ligas de metais básicos, Ucar et al. (2009) comparou o ajuste interno de coroas sinterizadas a laser em Co-Cr e fundidas convencionalmente em Co-Cr e Ni-Cr. Avaliou o encaixe das coroas sobre os modelos através do peso da silicona de adição como material de cimentação e mensuração da largura do espaço interno das amostras seccionadas longitudinalmente. O grupo Co-Cr sinterizado a laser apresentou valores significativamente mais elevados para o peso da silicona em comparação com os grupos fundidos convencionalmente Ni-Cr e Co-Cr. Enquanto que a média das larguras do afastamento interno não apresentaram diferenças significativas entre os três grupos. Apesar dos resultados, os autores concluíram que a sinterização a laser pode ser uma técnica promissora na confecção de coroas.

Örtorp et al. (2011) em seu estudo in vitro avaliou e comparou a adaptação interna e marginal de prótese fixas de Co-Cr fabricadas a partir de quatro diferentes técnicas: cera perdida convencional, cera usinada com cera perdida, usinagem em Co-Cr e sinterização a laser. Essas infraestruturas foram cimentadas em modelos de

gesso, posteriormente o conjunto foi seccionado e a espessura do filme de cimentação foi medido num estereomicroscópio. Com base nos resultados, os autores consideraram o melhor ajuste para o grupo sinterizado, seguido do cera usinada com cera perdida. Diferenças estatisticamente significativas foram encontradas entre cera perdida convencional e sinterização a laser. Como conclusão, houve diferença entre os grupos, com melhor ajuste para o grupo sinterizado a laser.

Num estudo clínico, Tara et al. (2011) avaliou a evolução de coroas metalocerâmicas fabricadas através de sinterização a laser. Foram sessenta restaurações cimentadas com ionômero de vidro em 39 pacientes com acompanhamentos anuais. Nenhum complicação técnica ocorreu durante o período de observação. A taxa de sobrevivência foi de 98,3%, após 47 meses de observação, valor este comparável com as restaurações metalocerâmicas de fundição convencional. Dessa forma, os autores sugerem que a tecnologia de sinterização a laser é promissora na fabricação de coroas.

A microinfiltração e o desajuste vertical de infraestruturas cimentadas sobre implantes confeccionadas por sinterização a laser foi o objetivo do trabalho de Öyague e colaboradores (2012a). Três grupos, cada qual com 30 corpos de prova, foram fabricados das seguintes formas: sinterizadas a laser em Co-Cr, fundidas a vácuo em Co-Cr, fundidas a vácuo em Pd-Au. Cada grupo foi subdividido de acordo com o cimento utilizado para fixação. Após o período de imersão em água, o desajuste vertical foi medido através de um microscópio eletrônico de varredura e a microinfiltração recebeu *scores* através de um microscópio digital. Com base nos resultados, o grupo sinterizado a laser apresentou melhor adaptação marginal, seguidas pelo grupo de fundição em Pd-Au e Co-Cr. Quanto a microinfiltração, os melhores valores foram dos cimentos resinosos. A conclusão do trabalho permite dizer que a sinterização a laser pode ser uma boa alternativa para o alcance da adaptação passiva de infraestruturas cimentadas sobre implante.

No mesmo ano, Öyague e seus colaboradores (2012b) realizaram outro estudo avaliando infraestruturas sinterizadas a laser. A discrepância vertical foi avaliada em microscópio eletrônico de varredura. A amostra possuía infraestruturas fabricadas por sinterização a laser em Co-Cr e pela técnica convencional em Co-Cr, Ni-Cr-Ti e Pd-Au. Amostras foram cimentadas utilizando 3 tipos diferentes de cimento: ionômero de vidro modificado por resina, cimento auto-adesivo e cimento a

base de acrílico. Diante das imagens adquiridas através da microscopia, as peças sinterizadas a laser conseguiram o melhor ajuste dentro dos cimentos testados. No entanto, todos os valores de desajuste foram considerados clinicamente aceitáveis.

No ano seguinte, Öyague et al. (2013) publicaram outro estudo semelhante que avalia desajuste e microinfiltração, agora com copings sendo cimentados sobre implantes. As infraestruturas unitárias foram confeccionadas por sinterização a laser, fundição a vácuo em Co-Cr e Ni-Cr-Ti. As amostras foram cimentadas com diferentes tipos de cimentos, os quais também estavam sendo estudados. Após 60 dias de armazenamento em água, o desajuste vertical foi analisado em microscópio eletrônico de varredura e a microinfiltração em microscopia digital. Independente do cimento, o grupo sinterizado a laser apresentou melhor adaptação. Os outros grupos também apresentaram boa adaptação, mas com maiores pontos de microinfiltração. Como conclusão, a sinterização a laser pode ser um método confiável para fundição de ligas de metais básicos, e não houve uma forte correlação entre desajuste-microinfiltração.

Suleiman e Von Steyern (2013) compararam a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas com infraestruturas em Co-Cr confeccionadas a partir de diferentes técnicas, são elas: fundição convencional, usinagem e sinterização a laser. Um total de 50 coroas, divididas em 5 grupos: Co-Cr fundida, Co-Cr usinado, dois grupos de Co-Cr sinterizado a laser e um grupo controle de liga de ouro fundida. As coroas foram submetidas à termociclagem (5000 ciclos, 5-55°C) e pré-carga (30-300N, 10.000 ciclos) sendo carregadas até a ocorrência de fratura. Houve diferença significativa na resistência à fratura entre o grupo controle e um dos grupos sinterizados a laser. Os autores concluem que, apesar do grupo controle apresentar resistência maior que um dos grupos confeccionadas com base em Co-Cr, não houve diferença de resistência entre os grupos Co-Cr fabricados por diferentes técnicas.

3 PROPOSIÇÃO

3 Proposição

A proposta deste trabalho é avaliar, com auxílio de strain gauges, a deformação média gerada nos intermediários, após a aplicação de carga axial de 300N sobre doze infraestruturas de três elementos confeccionadas por três materiais diferentes. E ainda, através de microscopia confocal a laser avaliar as medidas de comprimento, altura e angulação desses mesmos espécimes e mini pilares. Assim sendo, será possível verificar:

1. A quantidade de deformação sofrida pelos intermediários durante a aplicação de carga, bem como o tipo de deformação(tensão ou compressão) sofrida;
 2. A influência que o material e sua técnica de confecção podem ter diante dos resultados encontrados;
 3. A possível correlação que os valores encontrados para comprimento, altura e ângulo dos espécimes e mini pilares com a deformação apresentada.
-
-

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Modelo experimental

Para esta pesquisa foi utilizado um modelo experimental à base de poliuretano (Resina F16 Axson Brasil- São Paulo, Brasil), com propriedades elásticas uniformes (isotrópico) e módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (Poliuretano: 3,6 GPa e osso medular: 4,0 a 4,5 GPa) (RUBO; SOUZA, 2001; MIYASHIRO et al., 2011; MORETTI-NETO et al., 2011).

Este modelo, utilizado nas pesquisas de Suedam, 2009 e Moretti-Neto, 2009, Braga, 2013, foi construído com auxílio de uma matriz metálica em forma de “U” simulando o arco mandibular. (As figuras a seguir foram reproduzidas desses trabalhos com autorização dos autores). Dois implantes hexágono externo com 3,75mm de diâmetro e 10mm de comprimento (Bonelike, Biomet 3i-São Paulo, Brasil) foram posicionados na matriz paralelos entre si. O poliuretano foi proporcionado, manipulado e por fim vazado na matriz com os implantes em posição. Após sua presa, os implantes apresentaram íntimo contato com o material. Os dois implantes se encontram paralelos entre si, posicionados 14 mm distantes de centro a centro (Figura 1).

Figura 1- 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.

Uma base metálica rígida foi desenvolvida para fixação e estabilização deste modelo experimental. Esta fixação se fez necessária para que não ocorressem movimentações do conjunto no momento da realização dos testes, com o intuito de não interferir na deformação do modelo de poliuretano e de não absorver as forças aplicadas durante os testes. Então, com o modelo fixo, foram parafusados dois

pilares universais (Biomet 3i, São Paulo, Brasil) com altura de 5mm, sobre o torque de 20Ncm aplicado com um dispositivo controlador de torque (Nobel Biocare Torque Controller – Gotemburgo, Suécia). A altura do intermediário foi escolhida de acordo com o espaço necessário para a colagem dos medidores de tensão que seriam utilizados na pesquisa (Figura 2).

Neste experimento foram instalados 14 *strain gauges* (SG) ou extensômetros elétricos lineares (KFG -02-120-c1-11, Strain Gauges, Kyowa Electronic Instruments – Tóquio, Japão) distribuídos da seguinte forma: nas regiões mesial, distal, lingual e vestibular do poliuretano circundante a região de cada implante (Figura 3). E ainda, três SG na superfície lateral de cada intermediário, equidistantes entre si, os quais ficaram divididos em: região lingual, disto-vestibular e mésio-vestibular. Estes sensores foram fixados utilizando uma cola à base de cianocrilato (Strain Gauges Cement CC-33A, Kyowa Electronic Instruments – Tóquio, Japão), após uma limpeza prévia com acetona da superfície externa do modelo de poliuretano e dos intermediários. Então, cada um desses extensômetros recebeu um número de 0 a 13 (Quadro 1).

Figura 2. Esquema de localização e denominação dos strain gauges (SG)

Figura 3. *Strain gauges* no circuito elétrico. Esquerda: SG na superfície dos intermediários; Centro: SG na superfície do poliuretano; Direita: SG com terminações soldadas nas trilhas de chumbo.

Strain Gauge	Localização	Strain Gauge	Localização
SG0	Implante Distal - distal	SG7	Implante Mesial – distal
SG1	Implante Distal - lingual	SG8	Implante Mesial – lingual
SG2	Implante Distal - mesial	SG9	Implante Mesial – mesial
SG3	Implante Distal - vestibular	SG10	Implante Mesial – vestibular
SG4	Intermediário Distal - região disto-vestibular	SG11	Intermediário Mesial - região disto-vestibular
SG5	Intermediário Distal - região lingual	SG12	Intermediário Mesial - região lingual
SG6	Intermediário Distal - região méso-vestibular	SG13	Intermediário Mesial - região méso-vestibular

Quadro 1. Denominação e localização dos *strain gauges*

As terminações dos *strain gauges* foram soldadas em uma placa de circuito elétrico que foi afixada sobre a superfície do modelo mestre (figura 4). A partir desta placa, cada um dos sensores fixados no intermediário seriam transmitidas através de fios soldados ao final das trilhas de chumbo até canais do dispositivo de aquisição de dados (três módulos NI9237, *National Instruments* – Texas, USA), conectados a um chassis (NIcDAQ-9172, *National Instruments* – Texas, USA) capaz de medir a deformação dos *strain gauges* e transmiti-las para um computador com processador *Intel Atom*, 1Gb por meio de uma conexão USB 2.0, onde os dados foram visualizados utilizando o programa *LabVIEW* 8.1 para *Windows* (*National Instruments* – Texas, USA) (Figura 5).

Figura 4. Placa de circuito elétrico pronta. Fios condutores soldados na extremidade da placa levam informações até placas de aquisição de dados.

Figura 5. Esquema de condução de informações sobre tensão obtidas por SG. (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.

4.2 Obtenção dos corpos de prova

a) Duplicação do modelo experimental

Previamente à colagem dos *strain gauges*, foi realizada a moldagem de transferência dos intermediários do modelo mestre para a confecção dos corpos de prova. Após a instalação dos dois transferentes de moldeira aberta (Biomet 3i – São Paulo, Brasil) para os pilares universais, estes foram laçados com fio dental e unidos com resina acrílica quimicamente ativada (*Duralay, Reliance Dental* – Chicago, USA) realizando incrementos pela técnica do pincel. Em seguida foi realizada a moldagem de arrasto, utilizando a técnica da moldeira aberta com dupla mistura da silicona de adição (*Zhermack Spa* – *Badia Polesine, Itália*).

Em seguida, o molde preparado recebeu análogos de pilares universais (Biomet 3i – São Paulo, Brasil) que foram posicionados cuidadosamente e fixados através de parafusos. Desta forma o modelo mestre foi duplicado em gesso especial (Durone IV, Dentsply – Rio de Janeiro, Brasil) manipulado conforme as orientações do fabricante, com 2 análogos dos pilares universais (Biomet 3i - São Paulo, Brasil).

Com a finalidade de simular a condição clínica necessária para que o sistema CAD/CAM pudesse confeccionar os corpos de prova, 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 nesse modelo os corpos de prova poderiam ser construídos (Figura 6).

Figura 6. (A) Modelo estre em poliuretano com pilares universais instalados; (B) Modelo de gesso tipo IV com análogos dos pilares universais; (C) Modelo de gesso simulado uma situação clínica.

b) Confeção dos corpos de prova

1- Por meio das Técnicas CAD/CAM

Todas as etapas para confecção das infraestruturas pela técnica do CAD/CAM foram realizadas na Central de Usinagem CUBO- São Paulo, Brasil. A técnica consiste em duas etapas, as quais serão detalhadamente explicadas, como: Desenho auxiliado por computador e manufatura auxiliada por computador.

DESENHO AUXILIADO POR COMPUTADOR

O modelo de gesso foi escaneado através da técnica de varredura angular a laser (Scanner XCAD- São Paulo, Brasil) para que apenas uma restauração protética fosse digitalizada e compreendida pelo computador. Por se tratar de uma

plataforma protética pré-fabricada- como são os pilares universais usados no trabalho- o software precisa de uma espécie de “guia” para reconhecer o pilar utilizado e também a marca comercial do mesmo, para que ele possa criar o desenho da restauração protética ideal para o caso.

O “guia” é inserido sobre os análogos e recebe uma camada de spray opaco para evitar áreas translúcidas e superfícies refletoras no objeto. Este modelo é posicionado em uma plataforma, é escaneado, e o “guia” é reconhecido 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, forma-se o desenho dos pilares sobre os quais a infraestrutura será construída (Figura 7). Para o sistema, a presença de dentes adjacentes a área a ser trabalhada é importante para a confecção da futura restauração.

Figura 7. “Guia” de escaneamento

Através do reconhecimento do software de qual intermediário foi utilizado no caso, a infraestrutura é desenhada apresentando a área de contato com o pilar cedida pela própria base de dados (Figura 8). A infraestrutura apresentou anatomia de um segundo pré-molar inferior no implante distal, um pântico representando um primeiro pré-molar inferior e um canino inferior, correspondendo aos dentes 45, 44 e 43. O desenho finalizado foi então finalizado e gravado em formato STL, podendo ser enviado para qualquer tipo de sistema CAM.

Figura 8. 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

Após o desenho ter sido feito pelo CAD, a usinagem das infraestruturas foi feita utilizando blocos de zircônia. O arquivo em STL foi aberto em um software (DentMill 2012, Delcam – Birmingham, Inglaterra) de computador que estava integrado a máquina de fresagem, nele foi estabelecido o material a ser usado e a quantidade de infraestruturas a serem confeccionadas.

O programa utilizado determina, de acordo com o material, o tamanho e as dimensões da peça a ser fresada. Neste trabalho foi utilizado uma Zircônia pré-sinterizada, a qual sofrerá de 25- 30% de contração de (VIPI BLOCK® ZIRCONN, Pirassununga - São Paulo, Brazil) quando levado ao forno para finalizar sua sinterização. Dessa forma, cada bloco de Zircônia, em forma de disco foi posicionado na máquina de usinagem contendo 5 eixos (RXP 500 DSC, Roders GmbH – Soltau, Alemanha) (Figura 9) e a partir de um comando dado pelo computador, iniciou-se o corte mecânico do bloco sob irrigação. Após a fresagem, as 4 peças produzidas foram desconectadas do bloco e levadas para um forno elétrico (FE- 1700, INTI Equipamentos Termoeletrônicos – São Carlos, Brasil) a 1580°C por 12 horas (Figura 9). Ao final desse processo as peças sofreram a contração esperada do tamanho inicial em que saíram da fresadora e estavam prontas (Figura 10).

Figura 9. Esquerda: máquina de usinagem; Direita: forno de sinterização

Figuras 10. Infraestrutura usinada em zircônia. Esquerda: vista vestibular; Centro: vista lingual; Direita: vista oclusal.

b) SINTERIZAÇÃO À LASER

Para a sinterização à laser o mesmo arquivo STL produzido pelo CAD foi aberto em um software especializado em fabricações aditivas (CAMbridge, 3shape – Copenhagen, Dinamarca). A liga de escolha foi Co-Cr (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: ma 0,10% - EOS GmbH – Krailling, Alemanha) como material e a quantidade de peças necessárias.

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 e aguardou-se o processo de retirada do oxigênio e incorporação de nitrogênio. Feito isso, houve o acionamento através do computador e a confecção das infraestruturas por sinterização à laser teve início.

Um laser de alta potência se deslocou sobre uma porção de pó de metal depositada em uma plataforma promovendo sua fundição de acordo com o desenho transversal da peça (Figura 11). Após a fundição de uma camada de metal, foi

depositada mais uma quantidade de pó a ser incorporada na 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. Esquerda: máquina de sinterização a laser acoplada à administradora de gás; Direita: Camada de pó de metal fundida por feixes de laser.

Finalizada a sinterização à laser, as peças passam por um processo de dissipação de tensões em um forno com atmosfera de argônio e recebem limpeza superficial através de jateamento com óxido de alumínio. Como acabamento final, uma vez que apresentam rugosidades devido o processo de confecção, é utilizado discos de carborundum e pedras verdes (sc13 e sc20) (Figura 12).

Figura 12. Infraestrutura em Co-Cr sinterizada a laser antes (acima) e após (abaixo) acabamento. Esquerda: vista vestibular; Centro: vista lingual; Direita: vista oclusal

c) Técnica CONVENCIONAL DA CERA PERDIDA

Uma das peças confeccionadas pela técnica de CAD/CAM serviu como modelo, na qual uma matriz de silicona foi confeccionada (Zetalabor, Zhermack Spa – Badia Polesine, Itália) para que os enceramentos tivessem as mesmas características anatômicas com relação as suas dimensões promovendo assim uma padronização da infraestrutura dos corpos de prova (Figura 13).

Figura 13. Matriz de silicona confeccionada para padronização dos corpos de prova. Espécimes sinterizados estão sendo moldados.

Foram colocados dois cilindros protéticos pré-fabricados (Biomet 3i – São Paulo, Brasil) sobre os análogos dos pilares universais do modelo de gesso, a matriz como molde e os corpos de prova foram encerados (Cera Azul, Rainbow – São Paulo, Brasil). As infraestruturas em padrão de cera foram unidas a canais de alimentação e fixadas em bases formadoras de cadinho (Polidental – São Paulo, Brasil). Após ter sido aplicado um agente redutor de tensão superficial o revestimento foi proporcionado, manipulado a vácuo e vertido no interior dos anéis sob vibração a fim de preencher completamente e evitar bolhas.

Após a presa do revestimento, os anéis de fundição foram levados ao forno par eliminação de cera e a sobrefundição foi realizada de acordo com as características da liga 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%) usada. No final do processo, foram obtidas quatro infraestruturas fundidas em peça única ou monobloco (Figura 14) que, posteriormente, passaram por limpeza com jato de óxido de alumínio e acabamento com brocas carbide e pedras especiais para preparo de metal. Nesta etapa cada infraestrutura foram fixados sobre os análogos para evitar danos à região da interface entre intermediário e cilindro protético.

Figura 14. Infraestrutura em Ni-Cr confeccionada convencionalmente pela técnica da cera perdida. Esquerda: vista vestibular; Centro: vista lingual; Direita: vista oclusal.

4.3 Divisão dos grupos estudados e denominação dos corpos de prova

Ao final de todo processo de confecção dos corpos de prova, 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 divididos em 3 grupos, com quatro amostras cada, denominados usinados (U), sinterizados (S) e convencionais (C). Dentro de cada grupo, cada um dos quatro corpos de prova foram identificados com letras de “a” a letra “d” (Figura 15).

Figura 15. 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)

4.4 Realização dos testes

a) Aplicação Carga Axial

Para a aplicação de carga axial foi utilizada a máquina universal de ensaio EMIC (Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda). Este é um aparelho de conceito eletromecânico que atua em conjunto com um software instalado em um computador, e um sistema de instrumentação eletrônica capaz de ditar as medidas de forças.

O modelo experimental (base metálica/ modelo poliuretano/ placa de circuito elétrico) foi posicionado na máquina de ensaio universal EMIC, de tal forma que permitisse o correto posicionamento da ponta aplicadora de carga (Figura 16). Os cabos referentes a cada *strain gauge* foram conectados ao seu respectivo canal, no dispositivo de aquisição de dados (NIDAQ-9172, National Instruments Corp., Austin, Texas, USA) o qual era capaz de medir os sinais analógicos de deformação dos extensômetros e transmiti-los para um computador com processador Intel Celerom M, 512MB, por meio de uma conexão USB 2.0.

Figura 16. Modelo experimental posicionado na máquina de ensaio universal EMIC. Cabos referentes a cada strain gauge conectados ao seu respectivo canal no dispositivo de aquisição de dados, o qual transmitia os sinais para o computador.

Esses sinais elétricos, no computador, eram convertidos em sinais digitais e os dados eram visualizados pelo programa LabVIEW 8.1 para Windows (National Instruments Corp., Austin, Texas, USA) e os valores numéricos da deformação sofrida no modelo de poliuretano, ou intermediário, eram obtidos.

Antes da 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 verificava-se o funcionamento do experimento. Caso houvesse algum dado fora do padrão (sem leitura ou com variação muito alta), o teste era reiniciado até a certeza de andamento do experimento de maneira correta. Lembrando que os medidores de tensão são altamente sensíveis a qualquer tipo de vibração ou movimento.

Para cada infraestrutura que era posicionada no modelo de PU, eram utilizados parafusos novos, excluindo a possibilidade de interferências nos resultados relacionadas ao desgaste dos mesmos. Os apertos dos parafusos eram feitos, primeiramente, manualmente com uma chave hexagonal de 1,2mm (S.I.N. Sistema de Implante – São Paulo, Brasil) até que fosse percebida resistência. Com o espécime devidamente assentado, foi aplicado torque de 10Ncm com o dispositivo de controle de torque. Para padronização, primeiramente o torque foi efetuado no pilar distal (Implante D) e em seguida no mesial (Implante M). As deformações geradas pelo torque aplicado no aperto dos parafusos das infraestruturas foram registrados no tempo de 5 minutos, e repetidos 5 vezes para cada infraestrutura, teste chamado de pré-carga.

Com a infraestrutura em posição, após o teste de pré-carga, o teste de compressão foi realizado (Figura 17). A força escolhida para realização do teste foi de 300N, de acordo com os valores de força de mordida encontrados por Akça, Uysal e Çehreli (2006) para próteses implantossuportadas. Cada infraestrutura recebeu cinco aplicações de carga axial de 300N no centro da superfície oclusal do pântico, a uma velocidade de 0,5mm/minuto; em cada aplicação a deformação gerada ao redor de cada intermediário foi captada pelos extensômetros colados no implante Mesial, Distal.

Figura 17. Aplicação de carga axial no centro da superfície oclusal do pôntico com os pilares devidamente parafusados sobre os mini pilares.

As tensões geradas eram visualizadas no monitor do computador, através do LabVIEW 8.1, e armazenadas, obtendo dados numéricos de microdeformação ($\mu\epsilon$) com uma frequência de 20 MHz. Visando uma maior fidelidade dos resultados, para cada corpo de prova foram realizadas cinco repetições na aplicação de carga axial. Cada leitura gera cerca de 500 números dos quais foram utilizados os 100 últimos, uma vez que esses valores apresentam maior estabilidade nas deformações. Os números foram tabulados no programa Microsoft Excel 2010 e as médias de deformação de cada *strain gauge* foram determinadas de acordo com cada corpo de prova.

b) Avaliação de altura, comprimento e ângulo

Após a realização da carga axial, cada corpo de prova e os dois pilares universais idênticos usados no modelo experimental foram avaliados internamente e externamente, respectivamente, através de um microscópio Confocal a laser LEXT OLS 4000 (Olympus, Japão) da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP, Departamento de Odontologia Restauradora. Este aparelho permite criar imagens com alta resolução em 3D sem a necessidade de pré-tratamento do espécime. As imagens construídas permitem diversas análises e, ainda, que o experimento tenha continuidade caso seja necessário, por ser uma avaliação não destrutiva (Figura 18).

Figura 18. Microscópio confocal a laser LEXT OLS 4000 (Olympus, Japão). Na tela do computador a imagem do mini pilar na qual estão sendo feitas as medidas.

Durante a captura das imagens é possível observar a textura da superfície, suas irregularidades, assim como fazer qualquer tipo de medida que for necessário para o trabalho. Neste trabalho realizaram-se medidas de comprimento, altura e angulação das paredes internas de cada infraestrutura e externas de cada mini pilar (mesial e distal).

Para que os corpos de prova pudessem ser mensurados internamente, sem o viés de não estarem perfeitamente perpendiculares à objetiva do microscópio, foi feita uma matriz de silicona na qual os espécimes, um a um, foram inseridos (Figura 19). Para a confecção dessa matriz foi utilizado uma placa de acrílico e um delineador B2 (Bio-Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos-SP, Brasil). O pino guia do delineador serviu de referência para que dois parafusos fossem inseridos perpendicularmente na placa. A distância entre esses parafusos correspondia com a dos orifícios da infraestrutura. Entre eles foi feito um nicho na placa de acrílico para alojar a região do pântico, considerando que algumas vezes essa região poderia comprometer o paralelismo da peça dentro da silicona (Figura 20).

Figura 19. Matriz de silicone individual para cada espécime.

Figura 20. Etapas de inserção do espécime na silicone de forma que ficasse paralelo.

Figura 21. Com um peso de 800g garantiu-se o espalhamento da silicona. Note a infraestrutura inserida, as marcações correspondentes aos SG do intermediário foram marcadas antes da inserção, e posteriormente, transferidas para a matriz de silicona como mostra a figura.

Foi manipulada uma porção de silicona de condensação densa (Optosil® Comfort Putty - Heraeus Kulser, Alemanha) acomodada sobre a infraestrutura, abrangendo todo o espécime. Sobre a silicona foi colocada outra placa de acrílico, idêntica à utilizada para fazer a base, e sobre esta um peso de 800g para garantir o espalhamento da silicone (Figura 21). Cada corpo de prova recebeu uma matriz de silicona em que foi marcada, com uma lâmina de bisturi, a posição dos *strain-gauges* instalados no intermediário, assim como, a legenda de posição méso-vestibular, disto-vestibular e lingual. Garantiu-se assim, que mesmo invertida (parte oclusal para baixo e cervical para cima) pudesse ser feita, posteriormente, a correspondência das regiões em que as medidas estavam sendo feitas (Figura 22).

Figura 22. Imagem da infraestrutura do grupo sinterizado, corpo de prova D, correspondente a porção mesial da peça. As setas em amarelo representam as marcações feitas na silicona para guiar a posição dos *strain gauges* instalados nos mini pilares do modelo experimental.

No caso dos mini pilares do modelo experimental foi necessário retirá-los do modelo devido à limitação de espaço entre a base e a objetiva do microscópio confocal. Para isso foram removidas as soldas dos SG do intermediário da placa de circuito, para que permitisse desparafusar os mini pilares com os SG colados a eles (Figura 23). Após o mini pilar ser parafusado, e dado o torque, em um análogo foi utilizado um transferente de mini pilar para fixar num delineador. Então, assim como foi feito para os espécimes, cada intermediário recebeu uma matriz de silicona com as marcações das regiões dos extensômetros (Figura 24).

Figura 23. a) Remoção do mini pilar mesial; b) Após a remoção o mini pilar foi parafusado em um análogo de implante e fixado numa morsa, c) para que pudesse dar o torque novamente.

Figura 24. a) Mini pilar parafusado no análogo e fixado no delineador por um transferente de mini pilar; b) colocação da silicona para fixação perpendicular do mini pilar.

Cada espécime, dentro dessa matriz anteriormente descrita, foi levado para a base do microscópio Confocal a laser LEXT OLS4000 (Olympus, Japão). Finalizada a etapa de captura das imagens, estas foram analisadas quanto ao ângulo, comprimento e altura. Foram realizadas três medidas em cada uma das regiões pré estabelecidas pelos SG, para cada corpo de prova. Os dados foram obtidos por meio de um software específico.

4.5 Coleta de Dados

a) Modo de ação dos *strain gauges*

O extensômetro linear elétrico ou *strain gauge* é um dispositivo elétrico capaz de medir a tensão sofrida por um objeto. A tensão (ϵ) representa a quantidade de deformação de um corpo, quando submetido a uma determinada força, que pode ser de tração (+) ou de compressão (-).

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

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

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

Os extensômetros constituem-se resistências elétricas nas quais percorre uma corrente elétrica de baixa intensidade através de um circuito elétrico de ponte de Wheatstone (BOUCHART; ZARO, 1982). Quando sofre qualquer deformação, a resistência elétrica do extensômetro é alterada, gerando uma tensão de saída nos terminais da ponte. Esses sinais elétricos são enviados pelos canais para a placa de aquisição de dados.

Esta, por sua vez, transforma os sinais elétricos em sinais digitais, enviando-os para a placa de leitura instalada no computador. Através do programa LabVIEW para Windows (National Instruments Corp., Austin, Texas, USA), os dados são transformados em valores de deformação específica, permitindo a visualização das deformações em tempo real.

Após o aperto dos intermediários com torque de 20Ncm, os corpos de prova foram posicionados e parafusados com torque de 10Ncm. Os *strain gauges* realizaram a medida dos valores respectivos à tensão sofrida pelo apertamento dos parafusos hexagonais de titânio. Esses valores foram descartados e depois de alguns segundos começam a registrar os valores expressos pela aplicação da carga axial.

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

Os valores de deformação medidos por cada um dos *strain gauges* passam por 3 fases distintas:

- Fase inicial: ocorrem variações de baixa magnitude, que correspondem ao período compreendido entre o momento em que se liga a aparelhagem e a estabilização das leituras; estas variações são da ordem de +16,648 a -16,648 (microstrain- $\mu\epsilon$) e correspondem ao limite de sensibilidade dos *strain gauges*.
- Fase intermediária: observam-se as leituras compreendidas entre o momento em que se inicia o aperto dos parafusos até atingir o torque de 10Ncm; a deformação é crescente em função do tempo.
- Fase final: os valores de deformação se estabilizam e permanecem num patamar de deformação máxima para a carga aplicada.

As leituras foram realizadas a uma frequência de 20MHz por um período de 5 minutos corridos após o início do aperto dos parafusos, ou seja na fase final. Durante este período o programa nos forneceu em torno de 300 a 400 leituras de deformação para cada experimento para efeito de cálculo da deformação, os quais corresponderam à terceira fase de aquisição de dados, quando as leituras de deformação já estavam estabilizadas.

Visando uma maior fidelidade dos resultados, para cada corpo de prova em todas as etapas foram realizadas quatro repetições no aperto dos parafusos, obtendo então o cálculo da média em cada *strain gauge* individualmente.

b) Realização das medidas

Cada um dos doze espécimes inseridos nas matrizes de silicona foi levado à base do microscópio Confocal. Em uma objetiva de 5X foi dado o foco na porção superficial da imagem (Cervical da infraestrutura - TOP) e na porção inferior (Oclusal da infraestrutura - BOTTOM); depois foi ajustado o brilho. O processo de construção 3D da imagem é iniciado pelo laser do microscópio. O escaneamento é feito a partir da porção cervical (TOP) e segue até a porção inferior (BOTTOM). Por se tratar de uma grande figura ela foi feita em nove fragmentos, o que levou a, aproximadamente, nove minutos para a confecção de cada imagem. Em cada infraestrutura foram feitas duas figuras, uma correspondente à parte parafusada sobre o intermediário mesial e outra ao distal (Figura 25).

Figura 25. Imagem adquirida através do microscópio confocal a laser.

Figura 26. Imagem ilustrativa de como é delimitada a área onde se deseja fazer as medidas. A região delimitada forma a imagem de um triângulo no qual podemos obter a medida da altura dessa infraestrutura, o comprimento das paredes e o ângulo formado por elas.

A importância de se avaliar, ou medir, a angulação formada pelas paredes da infraestrutura se justifica pela conicidade que apresentam, o que garante o assentamento sobre o mini pilar. Da mesma forma, o comprimento e a altura dessas paredes são medidas importantes, pois devem ser semelhantes àsquelas do mini pilar a que serão parafusados para que não causem desadaptações. As figura 26 representa como é delimitada a área de interesse, na qual serão feitas as medidas. Em seguida, figuras 27, 28 e 29 respectivamente ilustram como são obtidas as medidas de altura, comprimento e ângulo.

Figura 27. Imagem formada pelo software correspondente à região de interesse. A altura da infraestrutura nesta região é apresentada pelo cateto demarcado do triângulo formado da figura.

Figura 28. O comprimento da infraestrutura nesta região é apresentada pela hipotenusa demarcada do triângulo formado da figura.

Figura 29. A angulação formada pelas paredes da infraestrutura nesta região é representada pelo ângulo do triângulo formado da figura.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Os valores de tensão registrados por *strain gauges* são expressos em números positivos (tensão por tração) e negativos (tensão por compressão). Como este trabalho teve por objetivo, além de quantificar, qualificar a tensão gerada no sistema, os valores reais foram utilizados na classificação do tipo de tensão ocorrida em cada região. As médias finais e desvio padrão de cada *strain gauge* foram obtidas através das quatro repetições, dos quatro corpos de prova de cada material e estão apresentadas nas tabelas em anexo (Anexo A e B).

Os resultados encontrados para deformação no osso simulado em poliuretano não apresentaram valores que excedem a capacidade adaptativa do osso (tabela 1 do Anexo A), por isso a análise ficou concentrada somente nos intermediários. Apenas os valores expressos pelos SG 11, 12, 13 (intermediário mesial) e SG 4, 5, 6 (Intermediário distal) foram utilizados na análise estatística.

Para análise estatística foi aplicado o teste de Análise de Variância (ANOVA) a dois critérios de classificação (material e localização do SG no intermediário), o que mostrou interação entre os fatores apresentando valor de $p < 0,05$ (Anexo C). Foi utilizado o teste de Tukey para verificar entre os intermediários quais as regiões com *strain gauges* existiam as diferenças estatisticamente significantes (Tabela 1).

Tabela 1. Média e desvio padrão ($\pm$ DP) para os valores de deformação em microstrains ($\mu\epsilon$). No Teste Tukey, os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (letras do início do alfabeto relacionam as linhas; letras do final do alfabeto relacionam as colunas).

ABUTMENT	DISTAL			MESIAL		
	Lingual SG 5	Disto- vestibul ar SG 4	Mésio- vestibular SG 6	Disto- vestibular SG 11	Mésio- vestibular SG 13	Lingual SG 12
Convencional desvio padrão	-16,4 ($\pm 33,6$)	26,5 ($\pm 43,4$)	-147,1 ($\pm 69,4$)	-206 ($\pm 59,8$)	59 ($\pm 18,3$)	-35,4 ($\pm 31,2$)
	B x	B	A y	A y	B y	B
Usinado desvio padrão	-107,9 ($\pm 182,4$)	-10,3 ($\pm 51,4$)	25,8 ($\pm 25,3$)	-135,4 ($\pm 64,1$)	49 ($\pm 71,5$)	-23,3 ($\pm 6,3$)
	A xy	A	A x	A y	A y	A
Sinterizado desvio padrão	-395,7 ($\pm 273,8$)	-27 ($\pm 32,9$)	-29,5 ($\pm 45,8$)	-28,9 ($\pm 3,9$)	-58,5 ($\pm 11,4$)	-73,2 ($\pm 42,9$)
	A y	B	B x	B x	B x	B

Numa avaliação criteriosa e detalhista dos valores obtidos após a aplicação de carga, o grupo **convencional** apresentou o maior valor de tração ($+59 \mu\epsilon$) no SG13 apresentando-se diferente estatisticamente das regiões do SG 11 e 6. Notamos, também, que o maior valor de compressão desse grupo ($-206 \mu\epsilon$) ocorreu no SG 11 diferente estatisticamente dos SG5, 4, 13 e 12. A falta de uniformidade na distribuição das tensões deste grupo é melhor representada na Figura 30.

Figura 30. Representação dos intermediários divididos em regiões de acordo com a posição dos *strain gauges*. Valores encontrados em cada SG após aplicação de carga no **grupo convencional**.

No grupo **usinado** houve uma maior uniformidade na distribuição das tensões nos abutments, sem diferença estatística significativa entre as posições dos SG. Observou-se que o maior valor de compressão ($-135,4 \mu\epsilon$) ocorreu no SG11 e o maior valor de tração no SG13 ($49 \mu\epsilon$) (Figura 31).

Figura 31. Representação dos intermediários divididos em regiões de acordo com a posição dos *strain gauges*. Valores encontrados em cada SG após aplicação de carga no **grupo usinado**.

Já o grupo **sinterizado** apresentou o maior valor de compressão (-395,7) no SG5 diferindo dos demais sensores. Nenhum dos SG apresentou valores de tração, apenas valores de compressão, o que representa uma distribuição uniforme no que diz respeito à resposta qualitativa de deformação, porém quantitativamente houve uma maior concentração do estresse em uma só região, a qual foi estatisticamente superior quando comparada à todas as outras (Figura 32).

Figura 32. Representação dos intermediários divididos em regiões de acordo com a posição dos *strain gauges*. Valores encontrados em cada SG após aplicação de carga no **grupo sinterizado**.

Em seguida, para análise geral dos resultados encontrados, foi realizada a média total entre os valores médios encontrados nos *strain gauges* localizados nos intermediários (mesial e distal) para cada material (sinterizado, usinado e convencional). O teste estatístico Análise de Variância (ANOVA) a dois critérios de classificação (materiais e intermediários), mostrou interação entre os fatores apresentando valor de $p < 0,05$. Também foi utilizado o teste de Tukey para verificar entre quais intermediários existiam as diferenças estatisticamente significantes, sendo observado que o grupo sinterizado foi o único que apresentou diferença entre intermediário mesial e distal (Tabela 2).

Tabela 2. Média e desvio padrão ($\pm$ DP) dos valores dos *strain-gauges*, de cada material nos abutments. No Teste Tukey os valores com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (letras do início do alfabeto relacionam as linhas; letras do final do alfabeto relacionam as colunas).

Abutment		
	DISTAL	MESIAL
Convencional	75,4	100,1
desvio padrão	($\pm 75,4$)	($\pm 29,7$)
	A	A x
Usinado	60,5	78,9
desvio padrão	($\pm 62,2$)	($\pm 27,5$)
	A	A xy
Sinterizado	180,7	47,3
desvio padrão	($\pm 83,5$)	($\pm 18,6$)
	A	B y

Posteriormente, as infraestruturas e os intermediários foram submetidos à microscopia confocal a laser LEXT OLS4000® (Olympus, Japão) para avaliação de ângulo, comprimento e altura de suas paredes internas (infraestruturas) e externas (intermediários) nas regiões correspondentes à localização dos strain gauges. Os dados, em micrometro (μm), foram obtidos por meio de um software específico. Em seguida, foi feito uma média das três medidas realizadas em cada região dos SG, tanto para ângulo, comprimento e altura (Anexo D).

Para cada uma destas medidas encontradas (ângulo, comprimento e altura) foi realizado o teste estatístico Análise de Variância (ANOVA) a três critérios de classificação, levando em consideração as medidas observadas nas infraestruturas usinada, sinterizada, convencional e nos intermediários à posição individual para cada strain gauges (SG 4, 5, 6, 11, 12 13) e também a média geral observada para cada pilar (mesial ou distal).

No teste ANOVA a três critérios realizado para a medida de **ângulo** não houve interação entre os fatores, apenas para o material o valor de $p < 0,05$ (Anexo E). O teste Tukey foi aplicado com a finalidade de apresentar onde houve diferença estatística entre os materiais (Tabela 3).

Tabela 3. Média geral das medidas de **ângulo** (em graus) dos mini pilares e dos espécimes de cada material. No teste Tukey os valores com mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).

Material	Média Geral	
Convencional	67,0°	A
Usinado	66,8°	A
Sinterizado	67,5°	A
Mini Pilar	55,1°	B

No teste ANOVA a três critérios realizado para a medida de **comprimento** houve interação entre material e intermediário (mesial e distal) e entre os materiais com valor de $p < 0,05$ (Anexo F) e desta forma o teste Tukey foi aplicado para revelar onde existem diferenças estatísticas (Tabela 4 e 5).

Tabela 4. Média dos valores encontrados para **comprimento** (micrometros- μm) das paredes internas dos espécimes de cada material e externa dos mini pilares, separados por regiões mesial e distal. No teste Tukey os valores com mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).

Material	Distal	Mesial
Convencional	2535,8 B	2539,4 B
Usinada	2632,3 C	2613,6 BC
Sinterizada	2532,8 B	2389,5 A
Mini Pilar	2738,6 D	2743,1 D

Tabela 5. Média geral das medidas de **comprimento** (micromêtros- μm) dos mini pilares e dos espécimes de cada material. No teste Tukey os valores com mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).

Material	Total	
Convencional	2537,6	B
Usinada	2623,0	C
Sinterizada	2461,2	A
Mini Pilar	2740,8	D

Através da média geral dos valores encontrados para comprimento, todos os materiais apresentam valores diferentes entre si e menores que os mini pilares utilizados no estudo.

No teste ANOVA a três critérios realizado para a medida de **altura** houve interação entre todos os fatores, entre os materiais e entre os intermediários com valor de $p < 0,05$ (Anexo G). Por isso, o teste Tukey foi aplicado para revelar onde existiram diferenças estatísticas. Nesta situação, existiram diferenças estatisticamente significantes para alguns grupos relacionados aos pilares mesial e distal, Os grupos Sinterizado e Usinado apresentaram diferença significativa para as médias da altura de seus espécimes quanto à região (distal e mesial). O grupo convencional apresenta semelhança entre os valores encontrados, assim como ocorre com as medidas dos mini pilares (Tabela 6).

Tabela 6. Média dos valores encontrados para **altura** (micromêtros- μm) dos espécimes de cada material e dos mini pilares, separados por regiões mesial e distal. No teste Tukey os valores com mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).

Material	Distal	Mesial
Convencional	2333,0 C	2332,4 C
Usinado	2430,9 E	2395,3 D
Sinterizado	2351,2 C	2194,6 A
Mini Pilar	2251,3 B	2233,6 B

Através da média geral dos valores encontrados para altura, todos os materiais apresentam valores diferentes entre si e maiores que dos mini pilares utilizados no estudo (Tabela 7).

Tabela 7. Média geral dos valores encontrados para **altura** (micrometros- μm) dos mini pilares e dos espécimes de cada material. No teste Tukey os valores com mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa (nível de significância de 0,05).

Material	Total	
Convencional	2332,7	C
Usinado	2413,1	D
Sinterizado	2272,9	B
Mini Pilar	2242,4	A

Após a avaliação dos resultados estatísticos das medidas realizadas pelas imagens da microscopia confocal, estes dados foram submetidos ao teste estatístico de Pearson para avaliar a existência de correlação entre altura, comprimento e ângulo para os valores individuais de cada SG. Em algumas das posições dos SG houve correlação entre deformação e algumas das medidas estudadas.

Para a região do SG5 (lingual do mini pilar distal), existiu correlação entre a medida encontrada para ângulo e a deformação apresentada nos sensores ali instalados. Além disso, nesse sensor também existiu a correlação entre as medidas de comprimento e altura como foi visto de maneira geral para todos os SG (Tabela 8).

Tabela 8. Teste estatístico de Pearson na região do **SG5** (lingual do mini pilar **distal**).

	deformação	altura	comprimento	ângulo
deformação	1,0000	,3368	,4836	-,9707
	p= ---	p=,663	p=,516	p=,029
altura	,3368	1,0000	,9856	-,4231
	p=,663	p= ---	p=,014	p=,577
comprimento	,4836	,9856	1,0000	-,5700
	p=,516	p=,014	p= ---	p=,430
ângulo	-,9707	-,4231	-,5700	1,0000
	p=,029	p=,577	p=,430	p= ---

No SG4 (disto-vestibular do mini pilar distal) há correlação entre a deformação apresentada e o comprimento dos espécimes (Tabela 9).

Tabela 9. Teste estatístico de Pearson na região do **SG4** (disto-vestibular do mini pilar **distal**).

	deformação	altura	comprimento	ângulo
deformação	1,0000	,8061	,9730	-,8854
	p= ---	p=,194	p=,027	p=,115
altura	,8061	1,0000	,9018	-,4712
	p=,194	p= ---	p=,098	p=,529
comprimento	,9730	,9018	1,0000	-,8060
	p=,027	p=,098	p= ---	p=,194
ângulo	-,8854	-,4712	-,8060	1,0000
	p=,115	p=,529	p=,194	p= ---

No SG6 (mésio-vestibular do mini pilar distal) não houve correlação entre nenhuma das medidas estudadas com a deformação que os espécimes apresentaram durante o teste de carga (Tabela 10).

Tabela 10. Teste estatístico de Pearson na região do **SG6**, (mésio-vestibular do mini pilar **distal**).

	deformação	altura	comprimento	ângulo
deformação	1,0000	-,0850	-,6906	,4346
	p= ---	p=,915	p=,309	p=,565
altura	-,0850	1,0000	,7561	-,8131
	p=,915	p= ---	p=,244	p=,187
comprimento	-,6906	,7561	1,0000	-,9276
	p=,309	p=,244	p= ---	p=,072
ângulo	,4346	-,8131	-,9276	1,0000
	p=,565	p=,187	p=,072	p= ---

No intermediário mesial o SG12 (região lingual) o comprimento dos espécimes correlacionam com os valores encontrados para deformação dos SG (Tabela 11).

Tabela 11. Teste estatístico de Person na região do **SG12**, região lingual do mini pilar **mesial**.

	deformação	altura	comprimento	ângulo
deformação	1,0000	-,8540	-,9747	-,2373
	p= ---	p=,146	p=,025	p=,763
altura	-,8540	1,0000	,8048	,6900
	p=,146	p= ---	p=,195	p=,310
comprimento	-,9747	,8048	1,0000	,1257
	p=,025	p=,195	p= ---	p=,874
ângulo	-,2373	,6900	,1257	1,0000
	p=,763	p=,310	p=,874	p= ---

No SG11 (disto-vestibular do mini pilar mesial) não houve correlação entre os valores encontrados na deformação dos sensores e as medidas realizadas nos espécimes. Apenas houve relação entre o comprimento e a altura (Tabela 12).

Tabela 12. Teste estatístico de Pearson na região do **SG11**, região disto-vestibular do mini pilar mesial.

	deformação	altura	comprimento	ângulo
deformação	1,0000	-,4886	-,2663	-,8271
	p= ---	p=,511	p=,734	p=,173
altura	-,4886	1,0000	,9660	,8638
	p=,511	p= ---	p=,034	p=,136
comprimento	-,2663	,9660	1,0000	,7042
	p=,734	p=,034	p= ---	p=,296
ângulo	-,8271	,8638	,7042	1,0000
	p=,173	p=,136	p=,296	p= ---

Para o mini pilar mesial, na posição do SG13 (mésio-vestibular) não houve correlação entre nenhum dos fatores analisados (Tabela 13). Assim sendo, é possível dizer que para o mini pilar **DISTAL** apenas nas regiões **lingual** (SG5) e **disto-vestibular** (SG4) existe correlação entre a deformação sofrida pelos sensores e o ângulo e comprimento apresentados, respectivamente, pelos espécimes. Já no mini pilar **MESIAL** apenas a região **lingual** (SG12) mostrou correlação entre a medida de comprimento e a deformação sofrida pelos sensores da região

Tabela 13. Teste estatístico de Pearson na região do **SG13**, região mésio-vestibular do mini pilar mesial.

	deformação	altura	comprimento	ângulo
deformação	1,0000	,2092	,2232	,0701
	p= ---	p=,791	p=,777	p=,930
altura	,2092	1,0000	,9145	,2764
	p=,791	p= ---	p=,085	p=,724
comprimento	,2232	,9145	1,0000	-,1342
	p=,777	p=,085	p= ---	p=,866
ângulo	,0701	,2764	-,1342	1,0000
	p=,930	p=,724	p=,866	p= ---

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Afrouxamento de parafusos, falhas nos componentes e até alterações no tecido perimplantar são possíveis consequências da falta de passividade (ZARB e SCHMITT, 1990; WEINBERG 1993). Contudo, a confecção de prótese sobre implante perfeitamente assentada com encaixe realmente passivo, ou seja, não provocando tensões sobre o sistema (KARL et al., 2004), ainda é impraticável. Na busca por restaurações que previnam falhas, materiais e técnicas de confecção tem sido assunto de pesquisas a fim de aperfeiçoar o tratamento.

À medida que a desadaptação de uma infraestrutura sobre implante aumenta, os valores de tensão sobre o sistema também aumentam (HEDGE et al., 2009; ABDUO, LYONS, 2012; ABDUO, SWAIN, 2012; BIANCO, 2013). Esta correlação positiva existe porque os implantes osseointegrados carecem de ligamento periodontal e o encaixe por parafuso é pouco tolerante a imprecisões (SAHIN, ÇEHRELI, 2001; KARL et al., 2008; KARL, TAYLOR, 2011).

Um método bastante utilizado na avaliação de tensão gerada por infraestruturas implantossuportadas é análise por *strain gauges* (WATANABE et al., 2000; KARL et al., 2004; 2005; 2006; KARL, HOLST, 2006; KARL, GRAEF, WICHMANN, 2011; KARL, TAYLOR, 2011; ABDUO, LYONS, 2012; ABDUO, SWAIN, 2012; ABDUO et al., 2012). Os dados obtidos podem ser utilizados para avaliação qualitativa e quantitativa em situações em que tecidos naturais são substituídos e simulados por outros materiais com características e comportamento semelhantes (ASSUNÇÃO et al., 2009; KARL et al., 2009; ABDUO et al., 2010, PESQUEIRA et al., 2012).

O presente estudo utilizou um modelo experimental à base de poliuretano- um material com propriedades elásticas uniformes (isotrópico) e módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (RUBO e SOUZA, 2001; MORETTI-NETO et al., 2011) - apresentando 14 strain gauges, oito instalados na região perimplantar e seis no intermediário. Estes foram distribuídos abrangendo as possíveis regiões de dissipação de forças (KUNAVISARUT et al., 2002; GOMES et al., 2009, 2010; SPAZZIN et al., 2011), as quais, apesar de próximas, compõem diferentes partes do sistema de implantes: componentes e osso de suporte. Neste estudo, durante a aplicação de carga, a tensão média máxima registrada no osso

simulado foi de 622,5 $\mu\epsilon$ em um único medidor de tensão. Segundo Frost (1994), a tensão correspondente à “janela fisiológica” óssea ocorre entre 50 $\mu\epsilon$ e 1500 $\mu\epsilon$, com equilíbrio entre formação e reabsorção. Apenas deformações acima de 3000 $\mu\epsilon$ a 4000 $\mu\epsilon$ podem gerar reabsorção óssea, adentrando a chamada janela de “sobrecarga patológica”. Neste estudo, os valores mais altos de deformação encontrados estão dentro da “janela fisiológica” e longe de causar microlesões.

Como os valores de tensão para o osso simulado não apresentaram valores ameaçadores para o sistema, o estudo utilizou apenas os valores expressados pelos extensômetros posicionados no intermediário com o propósito de estudar não só a magnitude, mas também, a qualidade da tensão exercida (tração ou compressão). Para Assunção et al. (2011) cada tipo de desajuste aumenta a tensão em uma região do sistema. Abduo et al. (2011), afirmam que a concentração de tensão na região entre os implantes pode ser consequência de deformações na infraestrutura, o que dificulta o seu assentamento por completo. Diante dessa dificuldade e da existência de uma diversidade de materiais e técnicas para a confecção de infraestruturas (algumas mais antigas como a fundição convencional de Ni-Cr, outras mais recentes como sinterização a laser em Co-Cr e a usinagem em Zircônia) existe a necessidade de se compreender o comportamento biomecânico das próteses sobre implantes, a fim de analisar se a magnitude, distribuição e qualidade das deformações geradas podem ser influenciadas por fatores relacionados à fabricação e/ou material.

No presente estudo, todas as infraestruturas apresentaram níveis de tensão no intermediário, após a aplicação de uma carga de 300N, variando de -395,7 $\mu\epsilon$ a +59 $\mu\epsilon$. Partindo do pressuposto que não existe adaptação absolutamente passiva, já que o simples aperto de parafuso acarreta em certa deformação (JEMT et al., 1991; CARLSON e CARLSON, 1994; WATANABE et al., 2000; SAHIN; ÇEHRELI, 2001), e que os procedimentos clínicos e laboratoriais utilizados na confecção das peças protéticas são inadequados para propiciar tal adaptação (GOLL, 1991; YANASE, 1994; WATANABE et al., 2000; SAHIN e ÇEHRELI, 2001; KARL et al., 2005, 2006, 2008), é natural que as infraestruturas apresentem alguns desajustes. Alguns autores afirmam que essa quantidade de desajuste pode ser responsável pela magnitude do estresse gerado, o que a longo prazo diminui a longevidade dos

componentes (JEMT et al., 1991; CARLSON e CARLSON, 1994; SAHIN e ÇEHRELI, 2001).

Numa avaliação geral, para todos os grupos estudados houve um predomínio de áreas de compressão, sendo que as poucas áreas de tração apresentaram baixos valores. Os grupos convencional e usinado apresentaram resultados estatisticamente semelhantes para todas as regiões, com exceção para uma única região (SG6). Já o grupo sinterizado apresentou valores estatisticamente diferentes do convencional para as regiões do SG5, SG6, SG11 e SG13, com predomínio de forças compressivas. O grupo usinado, quando comparado ao sinterizado, apresentou dois sensores com valores diferentes (SG11 e SG13). Não existiu diferença entre os materiais testados para os sensores SG4 e SG12.

O desempenho mostrado pelo grupo convencional pode ser atribuído a fundição em monobloco, e ainda, pelo uso de cilindros com cintas pré-fabricadas. ABDUO et al. (2010), afirmam que o uso desses cilindros garantem melhores resultados, embora outros estudos mostrem que não há diferenças significativas nos valores de tensão com o uso desses em comparação com os totalmente calcináveis (KARL et al., 2004, 2005, 2006). Independente disso, Costa (2011), concluiu que todas as etapas laboratoriais são capazes de aumentar as tensões geradas. Watanabe et al. (2000) observaram aumento na deformação média após o procedimento de seccionamento e soldagem, em relação à fundida em monobloco. Segundo Goll (1991), a soldagem é capaz de alterar as propriedades do metal. Em contrapartida, Aguiar-Junior et al. (2009) e Costa (2011) afirmam que a soldagem de infraestruturas reduz os níveis de desajustes das próteses, e melhoram as distribuições de tensões quando comparados à fundição em monobloco, o que poderia justificar a ocorrência dos dois tipos de deformações (tração e compressão) nas infraestruturas fundidas em monobloco desse trabalho. No entanto, a utilização de infraestruturas confeccionadas em monobloco foi feita para comparar com as outras técnicas utilizadas, usinagem e sinterização a laser, que não são passíveis de seccionamento e soldagem.

No caso das peças **usinadas** pela técnica CAD/CAM em zircônia, que apresentaram maior uniformidade na distribuição de tensões, pode-se dizer que corroboram com o trabalho de Abduo et al. (2014) que afirma ser esse um método capaz de produzir infraestruturas mais precisas, resultado da eliminação de algumas etapas de fabricação que contribuiriam para as imprecisões. Este mesmo autor

atribui essa maior precisão pela boa definição que se tem dos intermediários, quanto aos ângulos, formato, medidas, e também, pelo fato das dimensões dos intermediários e implantes fazerem parte do software do CAD. Neste caso, os modelos são escaneados com a finalidade de ter a relação com dentes vizinhos e antagonistas e não do preparo, como acontece em dentes. Entretanto, essa técnica não é passível de seccionamento e soldagem, utilizadas na fundição convencional (WATANABE et al., 2000; ABDUO et al., 2011). Mesmo assim, as diferenças qualitativas das tensões apresentadas por esse grupo pode ser atribuído a contração não uniforme e um encolhimento irregular por conta da sinterização da zircônia (ABDUO e SWAIN, 2012), que pode gerar até 30% de contração (DENRY e KELLY, 2008). Esse processo é meticulosamente calculado para eliminar a ocorrência de falhas. No entanto, pequenas imperfeições podem ser geradas como este trabalho sugere.

Quanto ao grupo de infraestruturas em Co-Cr **sinterizadas** a laser pode-se considerar que foi o único grupo que apresentou apenas forças compressivas como resultado da carga axial. Braga (2013) estudou as tensões desenvolvidas por peças sinterizadas a laser após o aperto de parafusos. Como resultado o autor relata que essas infraestruturas apresentaram os menores valores de tensão do trabalho, em comparação com outras peças de fundição convencional e usinagem. Outros estudos têm mostrado esse método como promissor na confecção de infraestruturas, uma vez que apresentam taxa de sobrevivência semelhante às metalocerâmicas (TARA et al., 2011), melhor adaptação interna quando comparada à outras técnicas (ÖRTOP et al., 2011; ÖYAGUE et al., 2013). Todavia, por se tratar de um método aditivo de confecção, diferente dos outros métodos, mais estudos são necessários quanto a precisão, e ainda, quanto a influência que o calor gerado pelo laser no derretimento da liga possa interferir no produto final.

É sabido, através de Carlson e Carlson (1994), que para fornecer um assentamento passivo a infraestrutura deveria, teoricamente, induzir tensão igual a zero nos componentes dos implantes e osso circundante na ausência de aplicação de carga externa, algo que é impraticável na rotina clínica, como já foi visto. Após a aplicação de carga axial supõe-se que valores de compressão sejam expressados em todos os extensômetros instalados ao redor do intermediário, partindo de uma coroa unitária perfeitamente assentada sobre eles. Quando se trata de uma infraestrutura em monobloco como é o caso, as propriedades dos materiais que são

confeccionadas pode ser um importante fator a ser avaliado. Dentre os materiais utilizados nesta pesquisa, a zircônia é o material com maior módulo de elasticidade, seguido pelo Co-Cr e Ni-Cr (CALLISTER, 2010). Considerando que quanto mais rígido um material, menos ele se deforma, torna difícil esperar por compressão em todas as faces das infraestruturas. Exceto o grupo sinterizado a laser, que apresentou somente tensão do tipo compressão em todos os sensores, os outros grupos não mostraram homogeneidade no tipo de tensão (compressão/tração). Por isso, foi feita uma avaliação quanto às medidas internas das infraestruturas (ângulo, comprimento e altura) para serem comparadas com as medidas externas dos intermediários, nos quais elas foram parafusadas. Dessa forma, buscou-se correlacionar os valores encontrados para essas medidas com as tensões apresentadas, na tentativa de entender como essas infraestruturas se ajustam aos intermediários depois de parafusadas, e ainda, se isso é inerente ao material e/ou técnica de fabricação das mesmas.

Para a medida de ângulo observou-se diferença estatisticamente significativa do ângulo formado pelas paredes externas dos mini pilares em relação às medidas de angulação das paredes internas das infraestruturas de todos os grupos. Entre eles houve semelhança estatística nos valores encontrados. Para que essas infraestruturas se encaixassem sobre os mini pilares era esperado uma angulação maior das infraestruturas como foi observado em nosso estudo.

Enquanto que para **comprimento**, o grupo sinterizado apresentou diferença, dentro do próprio grupo, quanto ao comprimento das paredes internas dos seus espécimes entre as porções distal e mesial, o que revela uma certa imprecisão para essa técnica. Já os grupos convencional e usinado apresentam compatibilidade entre as medidas das porções mesial e distal de suas infraestruturas. No entanto, todos os materiais utilizados diferem do comprimento obtido das paredes externas dos mini pilares, sendo menores que estes. Esperava-se que os valores para essa medida fossem maiores, o que permitiria o assentamento por completo sobre o mini pilar, o que não foi visto neste estudo.

Quanto à **altura**, os grupos sinterizado e usinado apresentaram diferenças significantes para as médias da altura de seus espécimes quanto às porções mesial e distal. O grupo convencional foi o único que obteve semelhança entre os valores encontrados para as duas porções de suas infraestruturas, mais uma vez, como aconteceu para as medidas de comprimento e altura, o que pode ser justificado pela

utilização de cilindros pré-fabricados. As medidas dos mini pilares também foram semelhantes, já que também são pré-fabricados. Através da média geral dos valores de altura fica fácil de visualizar que todos os materiais possuem alturas diferentes e maiores que dos mini pilares em que foram assentados. Além disso, todos os materiais diferem entre si quanto a altura, o que revela que diferentes métodos de confecção proporcionam infraestruturas com medidas internas diferentes.

Considerando que os mini pilares possuem medidas de referência, uma vez que as infraestruturas são confeccionadas para se assentarem sobre eles, espera-se que os valores obtidos para as peças sejam o mais próximo possível daquelas pelos intermediários, apresentando ligeiras discrepâncias que permitiram o seu encaixe. Nesse sentido, valores muito discrepantes poderiam influenciar nas deformações? Frente a essa questão, as medidas obtidas pelas imagens da microscopia confocal foram submetidos ao teste estatístico de Pearson para correlacionar com os valores de deformação apresentados quando aplicada carga axial.

Numa análise detalhada para cada posição dos SG é possível encontrar no SG5 correlação entre deformação e ângulo, ressaltando ainda que nessa posição os três materiais testados apresentaram mesmo comportamento de compressão. A medida encontrada para angulação das infraestruturas, independente do material, foi maior que a do mini pilar sobre o qual elas foram parafusadas. O grupo sinterizado foi o que apresentou maior valor de deformação para essa região, e também, foi o que apresentou maior ângulo. Dessa forma, neste estudo, quanto maior o ângulo, maior a deformação gerada no intermediário.

Para o SG4, a medida do comprimento interno dos espécimes correlaciona-se com a deformação sofrida. O grupo convencional foi o único que apresentou deformação do tipo tração nessa região, diferente do usinado e sinterizado que mostraram compressão. Todos os materiais apresentam comprimento menor e ângulo maior que o mini pilar. Quanto ao comportamento diferente em relação à deformação sofrida, isso pode ser resultado da técnica de confecção (Figuras 33, 34 e 35). Vale ressaltar que todos esses SG acima citados estão posicionados no mini pilar distal.

Figura 33. Ilustração esquemática do comportamento das infraestruturas do grupo convencional, a partir das medidas e das deformações apresentadas por este (Vista vestibular).

Figura 34. Ilustração esquemática do comportamento das infraestruturas do grupo usinado, a partir das medidas e das deformações apresentadas por este (Vista vestibular).

Figura 35. Ilustração esquemática do comportamento das infraestruturas do grupo sinterizado, a partir das medidas e das deformações apresentadas por este (Vista vestibular).

No SG12, que encontra-se no mini pilar mesial, houve correlação entre comprimento e deformação, a qual foi do tipo compressão para os três materiais. Todos os materiais apresentaram medidas de comprimento menores que as dos mini pilares. O grupo sinterizado obteve maior valor de compressão para esse SG, e também, o menor comprimento. Mais uma vez, quanto menor o comprimento maior a deformação. A fim de comprovar esses achados, o ideal seria sobrepor as imagens obtidas pela microscopia confocal, ou ainda, utilizar outras tecnologias que permitam avaliar as peças parafusadas sobre os mini pilares através de uma imagem tridimensional.

Não existem, na literatura atual, trabalhos com prótese fixa sobre implante, parafusadas, que correlacionem a deformação exercida após a aplicação de carga com as medidas internas das infraestruturas, como foi feito neste trabalho. O que se procura é entender o comportamento biomecânico das infraestruturas, confeccionadas a partir das técnicas e materiais disponíveis, frente à aplicação de carga. São necessários mais estudos capazes de concluir se o material e/ou a técnica de confecção de infraestruturas podem influenciar no comportamento de uma prótese quando em função, para que assim se possa reduzir as falhas que são comuns neste sistema.

Como recomendação, sugere-se que seja feita a sobreposição de imagens das infraestruturas obtidas na microscopia confocal com àquelas obtidas dos mini pilares, para que assim possa se avaliar melhor os supostos comportamentos das infraestruturas que aqui foram apresentados. Além disso, os valores de tensão apresentados não se configuram como uma ameaça ao sistema, mas diante das reações das peças não sabemos como elas se comportariam ao longo tempo em função.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

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

1. De maneira geral, houve um predomínio de áreas de compressão, sendo que as poucas áreas de tração apresentaram baixos valores. O maior valor de compressão foi mostrado pelo grupo sinterizado a laser ($-395,7\mu\epsilon$), enquanto que o maior de tração foi do grupo convencional ($+59\mu\epsilon$). O grupo sinterizado a laser foi o único que apresentou forças compressivas para todos os sensores. Os grupos usinado e convencional apresentaram comportamento semelhante, diferindo apenas em uma região;
 2. O grupo sinterizado apresentou homogeneidade na qualidade da tensão exercida (compressão), enquanto que o usinado mostrou-se uniforme quanto aos valores de deformação apresentados, o que permite considerar ambas as técnicas promissoras. No entanto, quando avaliada as medidas das infraestruturas de cada grupo, os grupos sinterizado e usinado revelam diferenças entre suas porções mesial e distal, o que revela certa imprecisão nos métodos. Por outro lado, o grupo convencional foi o mais desuniforme nas distribuições de tensões, mas não teve diferença quanto aos valores obtidos nas suas medidas mesial e distal. Esses resultados sugerem que a material e a técnica de confecção podem influenciar nos resultados encontrados;
 3. Foi possível observar correlação entre deformação sofrida em algumas áreas do intermediário com as medidas de ângulo e comprimento das paredes internas das infraestruturas. De tal forma que, quanto maior o ângulo e menor o comprimento, maior a deformação observada.
-

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

(Formato ABNT)

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. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. **Clin Oral Impl Res**, v. 22, p. 658-663, 2011.

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.

ABDUO, J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: A comprehensive review. **J Oral Implantol**, v. 40, n.6, p.758-66, 2014.

AGUIAR-JUNIOR F. A. An alternative section method for casting and posterior laser welding of metallic frameworks for an implant-supported prosthesis. **J Prosthodont**. v.18, n.3, p. 230-4, 2009.

ALBARRACÍN, M. L. **Avaliação da deformação na região peri-implantar em função da carga aplicada em coroas unitárias implantossuportadas parafusadas**. 2011. 121 f. Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas Aplicadas – Área de concentração Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011.

AKÇA, K.; ÇERELI, M.C.; IPLIKÇIOĞLU, H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with *in vitro strain gauge* measurements on dental implants. **Int J Prosthodont**, v.15, n.2, p.115-21, 2002.

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.

ASSIF, D.; MARSHAK, B.; HOROWITZ, A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent*, v.75, n.3, p.285-91, Mar. 1996.

ASSUNÇÃO, W. G.; GENNARI-FILHO, H.; ZANIQUELLI, O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. **Implant Dent**, v. 13, n. 4, p. 358-366, Dec. 2004.

ASSUNÇÃO, W.G. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. **J Craniofac Surg**, v.20, n.4, p.1173-7, 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. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. **Braz Dent J**, Ribeirão Preto, v. 18,n. 2, p.139-143, 2007.

BARBOSA, G. F.; SOARES, R. B. G. Cilindro protético calcinável gera maiores tensões no parafuso protético? Uma análise pelo método de elementos finitos - FEA. **Revista Implant News**, v. 5, n. 5, p.497-501, 2008.

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.

BEREJUK, H. M. et al. Vertical microgap and passivity of fit of three-unit implant-supported frameworks fabricated using different techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.29, n.5, p.1064-70, Sep. 2014.

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.

BIANCO, V. C. **Influência das desadaptações angulares unilaterais na distribuição de tensões da região peri-implantar de elementos unitários tipo UCLA submetidos a pré-carga e carga axial: estudo in vitro**. 2013. 136 f. Tese (Doutorado em Ciências Odontológicas Aplicadas – Área de concentração Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

BRAGA, A. C. O. P. **Avaliação da tensão gerada em intermediaries e região peri-implantar simulada após aperto de parafusos para fixação de infraestruturas confeccionadas por duas técnicas CAD/CAM e convencional.** 2013. 136 f. Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas Aplicadas – Área de concentração Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

BRÅNEMARK, P. I.; ZARB G.; ALBREKTSSON, T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. **Quintessence**, Special edition for Nobelpharma, p. 268-271, 1987.

CALLISTER, W.D. Ciência e Engenharia de Materiais: Uma introdução. 5ed. LTC, São Paulo, 2002.

CARLSSON, B.; CARLSON, G. E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, n. 1, p. 90-94, Jan/Feb.1994.

CLELLAND, N.L.; et al. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for na implant system. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 8, n. 5, p.541-548, Oct. 1993.

COSTA, M. D. et al. Análise comparativa da deformação gerada na região peri-implantar e no intermediário em função do aperto do parafuso protético em diferentes tipos de cilindros usinados e fundidos. **Revista Implant news**, v. 8, n. 3b-PBA, p. 87-92, 2011.

COSTA, M. D. **Avaliação da deformação média gerada nos intermediaries e na região peri-implantar durante as etapas de confecção da prótese parcial fixa parafusada – análise com strain gauges.** 2011. 154f. Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas Aplicadas – Área de concentração Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011.

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

FRANÇA, D. G. et al. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. **J Prosthet Dent**, v.113, n.1, p.22-8, Jan. 2015.

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

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.

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; KAN, J.Y; RUNGCHARASSAENG, K. Clinical complications of osseointegrated implants. **J Prosthet Dent**, v.81, n.5, p.537-52, May. 1999

GOLL, G. E. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: part I - clinical procedures. **J prosthet Dent**, v. 66, n. 3, p. 377-84, Sept. 1991.

HECKMANN, S. M. et al. Cement fixation and screw retention: parameters of fit. An *in vitro* of three-unit implant-supported fixed partial dentures. **Clin Oral Implants Res**, Copenhagen, v. 15, p. 466-473, 2004.

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.

HOLLWEG, H. et al. Deformation of implant abutments after framework connection using strain gauges. **J Oral Implantol**, v. 38, n. 2, p. 125-132, Apr. 2012.

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment form the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.6, n.3, p.270-6, 1991.

JEMT, T.; LIE, A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. **Clin Oral Implants Res**, v. 6, n. 3, p. 172-180, Sept. 1995.

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

KAN, JY. et al. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet Dent**, v.81, n.1, p.7-13, Jan.1999

KANO, S. C.; BINON P. P.; CURTIS, D. A. A classification system to measure the implant-abutment microgap. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 22, n. 6, p.879-885, Nov/Dec. 2007.

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

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

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, 2008.

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, 2009.

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.; 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.

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.

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.

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.

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.

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

MILLINGTON, N.D.; LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. **Int J Prosthodont**, v.8, n.6, p.511-16, 1995.

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.

MORETTI-NETO, R.T.; MOURA, M. S.; SOUZA E. A.; RUBO J. H. Implant abutment deformation during prosthetic cylinder screw tightening: an *in vitro* study. **Int J Prosthodont**, v. 22, n. 4, p. 391-5, 2009.

MORETTI-NETO, R.T. **Avaliação da deformação do intermediário e região perimplantar de próteses implanto-suportada unitárias parafusada. Estudo através da extensometria**. Bauru, 2010, 159 p. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

MORETTI-NETO, R.T. et al. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis – compression tests. **J Appl Oral Science**, v.19, n.1, p.47-51, 2011.

OH, T.J., et al. The causes of early implant bone loss: myth or science? **J Periodontol**, 322-33, 2002.

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

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.

RUBO, J.H.; SOUZA, E.A. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. **J Oral Implantol**, v.34, n.5, p.248-55, 2008

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.

SAHIN, S., et al. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. **J Dent**, v. 30, p. 271-282, 2002.

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 prostheses. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 49, n. 6, p. 843-848, June 1983

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.

SPIEKERMANN, H. et al. Biomechanics._____. **Color Atlas of Dental Medicine Implantology**. New York, Thieme Medical Publishers, p.81-89, 1995.

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

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.

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.

TAYLOR, T.D. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. **J Prosthet Dent**, v. 79, n. 1, p. 74-8, 1998.

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.

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.

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.

WEINBERG, L. A. The biomechanics of force distribution in implan-supported prostheses. **Int j oral maxillofac implants**, v. 8, n. 1, p. 19-31, 1993.

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.

WISKOTT, H. W. A.; BELSER, U. C. Lack of integration of smooth titanium surfaces: A working hypothesis based on strain generated in the surrounding bone. **Clin Oral Impl Res**, v. 10, n.6, p. 429-444, Dec. 1999.

YANASE, R. T. et al. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 9, n. 4, p. 469-474, 1994.

ZARB, G.A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part II: the prosthetic results. **J Prosth Dent**, v. 64, n. 1, p. 53-61, 1990

ANEXOS

ANEXO A- As médias finais e desvio padrão de cada *strain gauge* obtidos através das quatro repetições, dos quatro corpos de prova de cada material estão apresentadas nas tabela abaixo, respectivamente para os SG do Poliuretano (Tabela1) e do Intermediário (Tabela 2).

TABELA 1	Poliuretano							
	Implante DISTAL				Implante MESIAL			
	SG 0	SG 1	SG 2	SG 3	SG 10	SG 8	SG 9	SG 7
Convencional (média)	-137	177,8	425,9	212,1	111,1	-49,6	-288,8	105,7
desvio padrão C	95,2	74,1	152,9	100,1	62,9	150,8	294	13,5
	AB	BCD	D y	CD	BCD	ABC	A	BCD y
Usinada (média)	-292,2	150,2	171,2	206,7	40,1	-16	-622,5	97,4
desvio padrão U	237,9	32,3	223,7	73,4	56,3	13,5	457,8	10,7
	AB	C	C xy	C	BC	BC	A	BC xy
Sinterizada (média)	-66,1	190,3	-64,4	158,7	93,1	114,8	-202,8	26,8
desvio padrão S	80,4	97,8	116,7	10,3	73,1	46,8	198,3	66,9
	AB	C	AB x	BC	BC	BC	A	ABC x

TABELA 2	Abutment					
	Implante DISTAL			Implante MESIAL		
	SG 5	SG 4	SG 6	SG 11	SG 13	SG 12
Convencional (média)	-16,4	26,5	-147,1	-206	59	-35,4
desvio padrão C	33,6	43,4	69,4	59,8	18,3	31,2
	B y	B	A x	A x	B y	B
Usinada (média)	-107,9	-10,3	-25,8	-135,4	49	-23,3
desvio padrão U	182,4	51,4	25,3	64,1	71,5	6,3
	A xy	A	A y	A x	A y	A
Sinterizada (média)	-395,7	-27	-29,5	-28,9	-58,5	-73,2
desvio padrão S	273,8	32,9	45,8	3,9	11,4	42,9
	A x	B	B y	B y	B x	B

ANEXO B- Valores das quatro repetições, dos quatro corpos de prova de cada material. Na sequência: Convencional (espécime Ca, Cb, Cc, Cd), Usinada (espécime Ua, Ub, Uc, Ud) e Sinterizada (espécime Sa, Sb, Sc, Sd).

Ca	Canal 0	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8	Canal 9	Canal 10	Canal 11	Canal 12	Canal 13
test1	-233,3846107	138,1471268	183,8401062	-259,9180585	570,3425594	119,0009664	323,4470873	-320,8752004	-36,44252714	-112,0295655	-149,9485424	-324,6795305	90,23610284	-15,71686461
test2	-221,9801784	119,1843305	186,1812434	-256,9727294	525,0965301	151,5119137	370,8045919	-135,2110543	-19,16937822	68,64531411	-230,1803095	-304,8589285	86,17038045	-23,92349964
test3	-205,6807635	97,09155965	188,577463	-263,9714095	495,9820762	159,2067921	373,5738048	-131,7573415	-11,70743395	64,93643072	-241,0020845	-176,6252157	85,08371411	-31,65868675
test4	-208,2736245	116,5689606	205,3519336	-248,7674573	493,8840165	166,0361366	381,7681443	-118,4382117	1,32554834	64,87844082	-250,8132475	-159,0798137	81,65091506	-12,24152175
Média Final	-217,3297943	117,7479944	190,9876866	-257,4074137	521,3262955	148,9389522	362,3984071	-176,570452	-16,49844775	21,60765494	-217,9860461	-241,3108722	85,78527812	-20,88514321
Desvio Padrão	12,87241663	16,79549622	9,769520146	6,434987109	35,64742592	20,82182649	26,38146753	96,47457769	15,76439894	89,10890695	46,13445992	85,5080305	3,537574238	8,693371923
Cb	Canal 0	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8	Canal 9	Canal 10	Canal 11	Canal 12	Canal 13
test1	-230,0544495	108,244216	205,5186011	-526,4978541	239,3620876	213,908601	166,7858251	-228,6175752	-54,66775845	61,431113	-175,4822827	-121,9906055	8,23315759	-13,8316418
test2	-222,2712975	97,22133602	189,5238502	-517,2274245	424,7589256	167,6869699	155,330282	-110,4098045	-65,88079105	96,74770478	-201,8840045	-151,1111132	59,15105166	-19,14491875
test3	-209,4123061	111,0669828	194,6285165	-493,8501212	437,2690889	168,7810883	165,3474817	-97,80438312	-60,33463325	97,64585697	-200,564435	-136,2095967	59,36884408	-16,25862252
test4	-219,8879184	105,3948102	187,3289881	-513,5272905	421,341149	167,3448872	160,9046601	-106,4710107	-68,78132033	101,9516661	-204,5519875	-145,5916903	59,99535037	-23,56815972
Média Final	-220,4064931	105,4818362	194,249989	-512,7756725	380,6828128	179,4303866	162,0920622	-135,8256934	-62,41612575	89,44408521	-195,6206774	-138,7257514	46,68710093	-18,2008357
Desvio Padrão	8,518639053	5,974056157	8,110929743	13,74600288	94,46226414	22,98363644	5,156250624	62,08493691	6,242045987	18,81292207	13,52766607	12,74015233	25,63846029	4,185749925

Cc	Canal 0	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8	Canal 9	Canal 10	Canal 11	Canal 12	Canal 13
test1	-79,0302281E	94,02537236	247,3202875	116,5628029	48,64137782	81,34059848	167,901782	199,2556889	6,07476575	-45,15649391	-51,5470633E	-240,1307817	-1,72209143	-157,3728534
test2	-67,1831629E	111,3690094	272,7193374	118,8759943	233,2843432	63,3536097	168,2324228	167,4608749	19,4085815	-12,1926285E	-89,5423768E	-237,0150427	46,27811723	-85,38977634
test3	-68,7294651E	114,1569661	246,3260847	118,4394618	228,0211325	65,51280011	166,5166534	157,4036127	8,55332605	-11,3215107E	-87,35520514	-280,4977618	48,59834938	-91,6580619E
test4	-74,4852110E	112,9848434	235,5463261	109,1112132	231,5249708	70,98590523	159,6607039	160,3960716	22,74406847	17,42325808	-88,1715044E	-290,2326385	48,1011624	-69,5555443E
Média Final	-72,35701681	108,1340478	250,4780089	115,747368	185,3679561	70,29822838	165,5778905	171,129062	14,19518544	-12,8118438	-79,15403744	-261,9690562	35,3138844	-100,994059
Desvio Padrão	5,44637053	9,474975143	15,75691935	4,53648746	91,17730132	8,031913205	4,014199222	19,21932861	8,124750106	25,57956409	18,42676023	27,33591069	24,71078979	38,71951767
Cd	Canal 0	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8	Canal 9	Canal 10	Canal 11	Canal 12	Canal 13
test1	-75,0258185	95,54592892	41,48606666	-526,675262E	393,0865226	74,12099047	156,7143386	-141,9259594	-10,9908341E	-79,2735148E	-85,9581944E	-169,3219331	45,61335755	-14,8457053E
test2	-88,76938874	86,96337983	76,70386231	-496,966205E	627,4958559	41,56127826	159,3453008	-22,4839764E	-4,81207818	3,15373629	-86,10651504	-183,6780366	59,7685085	-19,6717674E
test3	-0,75205338	76,20622366	88,30523353	-497,016480E	628,2176818	41,18628403	159,7018683	-15,3481039E	0,85164388	27,1960911	-86,98970304	-179,8562933	60,12393539	-27,57463261
test4	3,37281385	88,3994448	92,78870347	-481,865771E	635,2425076	40,97999207	162,1848918	-12,61870284	0,52420182	37,06719103	-88,19135951	-166,5361785	58,82090042	-19,62409034
Média Final	-40,2936116E	86,7787443	74,82096649	-500,630930E	571,010642	49,46213621	159,4865999	-48,0941856E	-3,60676666	-2,96412411	-86,8114430E	-174,8481104	56,08167547	-20,4290489E
Desvio Padrão	48,39600088	7,985455095	23,23378196	18,76994844	118,6675322	16,44099701	2,238490372	62,69263732	5,565355749	52,82895704	1,026466869	8,219414817	7,000515135	5,27429381

Ua	Canal 0	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8	Canal 9	Canal 10	Canal 11	Canal 12	Canal 13
test1	-442,5298435	98,94767238	190,2255619	-907,6568137	63,34268563	10,00594425	214,6170211	-24,53812181	-37,9395122	-58,36970065	-1,10953448	-179,1223156	80,0392058	-53,35555015
test2	-429,5907945	81,43414189	159,6438948	-855,9359361	54,97356312	8,84375883	193,1266314	-5,85339641	-11,82197165	-15,53256161	-5,25586491	-182,0086744	86,88949394	-35,40894681
test3	-385,787011	91,64607464	139,9889693	-825,2246935	59,17177166	12,98621711	187,3969821	-4,46058141	-19,65982795	-78,88802744	-2,79276467	-195,0176947	86,93275581	-19,33818121
test4	-344,140025	86,01371359	156,5576255	-835,5355934	51,96512387	13,51343387	194,4302071	-0,94815182	-11,93103983	0,53233568	-4,13770067	-195,117708	87,13039376	-21,38709692
Média Final	-400,5119187	89,51040063	161,6040129	-856,0882593	57,36328607	11,33733852	197,3927104	-8,950062863	-20,33808791	-38,06448852	-3,323966183	-187,8165982	85,24796233	-32,37244377
Desvio Padrão	44,74259859	7,551511483	20,942073	36,67110921	4,96235059	2,268974948	11,88230224	10,59501375	12,29461762	36,8612965	1,787016072	8,455462224	3,474087303	15,70648433
Ub	Canal 0	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8	Canal 9	Canal 10	Canal 11	Canal 12	Canal 13
test1	-1,00187161	99,82322816	101,1158804	57,79860878	502,9146596	117,2475192	145,4620368	-13,06220112	-383,6616012	-52,00421323	-9,65714461	-48,28191025	-57,62012837	-27,81186644
test2	-0,40104132	114,7540239	120,9814812	62,77488784	506,2169939	129,210258	153,6261358	13,51475456	-375,911337	-114,5153355	-6,06047107	-36,7735064	-58,39714424	-16,09975945
test3	-4,49426677	120,2832462	85,02509337	63,26054471	498,9283284	129,3030305	147,239198	3,87433743	-385,0034583	-67,53763585	-8,92020331	-40,47270342	-57,56402405	-10,40978704
test4	-3,1208805	102,8994306	100,7229101	56,55771324	519,5649877	122,6293239	148,3034332	-6,11232104	-381,6179452	-40,09850992	-13,55821501	-45,76059361	-58,3421295	-17,24406672
Média Final	-2,25451505	109,4399822	101,9613413	60,09793864	506,9062424	124,5975329	148,657701	-0,446357542	-381,5485854	-68,53892365	-9,5490085	-42,82217843	-57,98085654	-17,8913694
Desvio Padrão	1,894866514	9,679466007	14,72923094	3,415076762	8,949836875	5,811353537	3,513558041	11,61670791	4,007674438	32,64499354	3,090346239	5,181679969	0,450069527	7,257620423

Uc	Canal 0	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8	Canal 9	Canal 10	Canal 11	Canal 12	Canal 13
test1	-224,420	113,806	177,428	-830,239	79,774	15,342	181,424	-36,176	4,044	31,786	-20,960	-157,117	84,001	-11,872
test2	-208,0498921	73,5292172	166,5438394	-783,9071927	59,26956092	9,16916057	164,3528473	-27,69524342	-21,09562375	38,38077691	-35,18571016	-161,1102483	92,99633907	-30,16442024
test3	-209,8284573	81,71498752	167,5564398	-768,5791433	56,29481377	10,99053181	166,0193086	-23,24050821	-15,00830779	-34,0966547	-36,64826603	-173,3470732	91,59401951	-22,86734566
test4	-212,0711911	80,16145414	171,0246225	-759,9607562	50,03313083	9,78648155	160,9822179	-21,935332212	-9,17796261	65,90386392	-31,51902465	-170,8067404	92,90566631	-27,01600046
Média Final	-213,5923554	87,30302516	170,6381078	-785,6715793	61,34292969	11,32204609	168,1945837	-27,26164503	-10,30947567	25,49347472	-31,07827223	-165,5952407	90,37414714	-22,97991969
Desvio Padrão	7,403492073	18,02199656	4,916141866	31,31871588	12,87641378	2,784653755	9,065050116	6,433873598	10,73502608	42,38576968	7,082085151	7,729770085	4,297097268	7,985559775
Ud	Canal 0	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8	Canal 9	Canal 10	Canal 11	Canal 12	Canal 13
test1	-560,9691251	118,7395382	196,6258218	-945,3089076	59,62458565	10,43611989	307,491866	-72,74878534	-8,44568299	13,82114434	-34,52127197	-182,3109009	60,9168508	-35,05040168
test2	-550,4651725	95,22211341	155,7888417	-897,1889453	58,54829238	12,74525772	309,24514	-13,13623959	-27,63972605	33,17823085	-67,54758062	-155,6349867	83,83845916	-18,51433818
test3	-551,4013441	93,79936125	159,3174149	-899,6429593	55,31276167	16,71096389	309,0197313	-12,24417812	-18,86091066	40,98409159	-64,75474013	-104,9354391	84,89262447	-9,59548205
test5	-548,3079763	106,4850236	155,0006849	-892,2461611	64,72485397	12,69451825	325,0678674	-12,15704688	-22,88511682	70,15197371	-70,63471943	-139,8099144	85,3652113	-17,64595552
Média Final	-552,7859045	103,5615091	166,6831908	-908,5967433	59,55262342	13,14671494	312,7061512	-27,57156248	-19,45785913	39,53386012	-59,36457804	-145,6728102	78,75328643	-20,20154436
Desvio Padrão	5,607130692	11,60121482	20,04980124	24,66733773	3,904794315	2,608757421	8,277863795	30,1213989	8,171360808	23,38881376	16,73540481	32,32904578	11,90807065	10,68261548

Sa	Canal 0	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8	Canal 9	Canal 10	Canal 11	Canal 12	Canal 13
test1	-240,34885	80,56872434	263,49153	-172,3981041	37,79108489	167,8188666	172,8575102	48,65618544	-433,3623734	-79,80962804	-0,58992483	-8,86150983	-61,37888672	-76,45668842
test2	-197,1005197	55,55586762	287,1756586	-167,9010299	49,45475638	171,2198941	169,0806491	94,21966015	-400,5167029	-60,38382587	-1,37104223	-13,52662247	-66,35348018	-47,84887703
test3	-190,4792638	73,74923383	266,2566406	-169,2339083	47,52210306	184,0237904	179,2441768	82,56088143	-417,6151848	-47,49647315	0,81068427	-17,61104356	-62,33090981	-23,40624521
test4	-178,8419704	57,84082031	280,8148774	-165,6011441	53,89385438	174,3944815	172,979268	87,46764087	-414,3639867	-46,59756879	-4,02950525	-31,94477079	-66,02904405	-35,53693776
test5	-180,1847075	61,66448095	274,2161272	-162,2330943	54,50211067	174,7431429	170,8961188	90,48396482	-398,6953228	-53,87391906	-7,66438809	-35,50952573	-65,45651164	-33,83774062
Média Final	-186,6516154	62,20260068	277,1158259	-166,2422941	51,34320612	176,0953272	173,0500532	88,68303682	-407,7977993	-52,08794672	-3,063562825	-24,64799064	-65,04248642	-35,15745016
Desvio Padrão	8,69179587	8,099763336	8,966853303	3,065176237	3,398605377	5,518201841	4,425975617	4,927998698	9,580628356	6,409295006	3,650344934	10,71477795	1,845360416	10,01746438
Sb	Canal 0	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8	Canal 9	Canal 10	Canal 11	Canal 12	Canal 13
test1	-12,96160527	63,39399658	75,84119451	-216,8649384	-19,74226427	132,6019066	150,5378005	110,2286482	-221,4070812	-3,57069805	4,3762873	-38,66907083	-50,90401334	-143,4896399
test2	-22,4688608	67,03434751	41,81565241	-219,9064533	12,44983462	129,8384963	158,5653493	105,1589598	-226,5053038	22,63262575	1,35109802	-30,96068033	-44,94756775	-32,10148731
test3	-20,99893265	72,92920468	49,57970011	-216,1189186	17,73183557	132,5773911	158,5501753	111,3840924	-224,3675836	26,75145744	1,84128256	-21,13680591	-44,04626164	-13,78996285
test4	-22,04814927	64,16874221	37,20316016	-219,8840358	39,00680761	135,8422767	153,8221007	105,8611412	-224,6686984	30,1906725	2,36462092	-21,05972365	-38,69688451	-2,64952333
Média Final	-19,619387	66,88157275	51,1099268	-218,1935865	12,36155338	132,7150177	155,3688564	108,1582104	-224,2371667	19,00101441	2,4833222	-27,95657018	-44,64868181	-48,00765334
Desvio Padrão	4,481353622	4,325113839	17,2603485	1,988389973	24,28629521	2,455324802	3,918754503	3,107252729	2,110059859	15,36173406	1,328100568	8,52169828	5,000176881	64,80233065

Sc	Canal 0	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8	Canal 9	Canal 10	Canal 11	Canal 12	Canal 13
test1	-66,00010879	125,3456455	-267,5805232	-1279,618119	-195,3620288	9,81826878	144,3939811	80,03538076	-264,2302298	19,69101077	-59,15053596	11,96226967	-0,2295044	-62,95111977
test2	-19,06507956	-90,92639534	250,1051598	-445,7559267	-152,0841221	24,05400135	150,7211516	81,38880199	-146,5310571	-107,3228354	-98,38520407	-17,86764464	-62,93049032	-127,9432698
test3	-39,55189528	-69,0620453	220,8661496	-460,3589614	-117,5361169	24,12555612	143,8990614	77,45823789	-187,5604135	-26,56769464	-95,08957241	-33,15760881	-49,364657	-63,97352193
test4	-34,58757326	-59,32880501	223,8081338	-457,3427098	-95,45096038	23,99835975	151,1366613	80,34817528	-185,5113637	-15,00020971	-96,4382064	-36,22593472	-50,5056376	-42,48009361
Média Final	-39,80116422	-23,49290004	106,79973	-660,7689294	-140,108307	20,4990465	147,5377138	79,80764898	-195,958266	-32,29993225	-87,26587971	-18,82222963	-40,75757233	-74,33700128
Desvio Padrão	19,52445961	100,1015285	249,9327475	412,6141432	43,58966348	7,120708812	3,92468876	1,669711328	49,27396782	53,73897749	18,79231822	22,0377606	27,70841789	37,08339518
Sd	Canal 0	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8	Canal 9	Canal 10	Canal 11	Canal 12	Canal 13
test1	-41,81850143	27,40364326	193,565461	-1,58065953	-192,5362185	10,131824	136,4041621	173,5223559	-702,4468412	-37,0649217	-31,20967851	-35,5736172	-73,04826115	-166,8055629
test2	-20,57580568	62,23034162	202,344821	33,85513933	-122,0748366	27,08420918	167,0209734	172,8530089	-777,7676879	-12,78642986	-19,9357899	-36,53236774	-70,33113092	-78,42306423
test3	-15,79082116	79,18784952	205,1071961	56,49264941	-123,8239496	35,65847413	175,7059704	177,9190098	-804,1857777	-5,61373243	-16,50912377	-34,28896039	-69,04658007	-84,5125117
test4	-31,43619331	36,40623086	204,7200585	21,49560304	-360,8723674	85,97709583	153,2146876	206,7846128	-826,6084394	-45,77511739	-16,97043927	-30,36006785	-69,2911106	-197,4910532
Média Final	-27,40533304	51,30701632	201,4343842	27,56568306	-199,826843	39,71290079	158,0864484	182,7697468	-777,7521853	-25,31005035	-21,15625786	-34,1887533	-70,42927069	-131,808048
Desvio Padrão	11,62650116	23,73509741	5,386218539	24,23964934	112,2655014	32,61563058	17,16710891	16,16683198	54,02642313	19,16404602	6,872111304	2,712885942	1,832665107	59,51444492

ANEXO C – Teste ANOVA a dois critérios para as variáveis material e abutment (mesial/distal). Estatisticamente significativa para probabilidade menor que 0,05 ($p < 0,05$)*.

Fonte de variação	Grau de Liberdade	Quadrado Médio	Grau de Liberdade	Quadrado Médio	F	p
	Efeito	Efeito	Erro	Erro		
MATERIAL	2	24407,76563	9	8594,317383	2,839988947	0,110618301
ABUTMENT	5	62436,89453	45	7532,496094	8,289004326	0,00001
Interação	10	41182,55469	45	7532,496094	5,467318535	0,00003

ANEXO D - Média e desvio padrão das três medidas realizadas em cada posição dos SG, tanto para ângulo, comprimento e altura.

Ângulo	DISTAL			MESIAL		
	SG5	SG4	SG6	SG12	SG11	SG13
Convencional	66,53085	67,62572	66,97926	66,42439	66,98582	67,18870
desvio padrão	2,100462	1,332747	1,600870	0,471136	1,209003	2,284184
Usinada	68,13150	67,08355	66,28766	67,19668	66,13228	66,23553
desvio padrão	1,461796	1,224123	0,318265	0,424282	0,616794	1,995075
Sinterizada	68,43159	68,15214	68,14910	66,64223	67,51679	66,37338
desvio padrão	1,886952	2,043928	1,090510	2,816459	0,757614	3,133452
Mini Pilar	62,04567	68,38833	70,12533	62,49967	65,29400	67,64467
desvio padrão	0,662221	1,765381	0,652618	0,904468	1,479205	2,627929

Comprimento	DISTAL			MESIAL		
	SG5	SG4	SG6	SG12	SG11	SG13
Convencional	2563,178	2532,182	2512,150	2517,770	2551,162	2549,351
desvio padrão	40,6029	28,1078	33,1341	36,0073	21,8756	36,1128
Usinada	2614,700	2631,512	2650,631	2611,232	2612,085	2617,612
desvio padrão	27,2597	22,3586	12,5572	10,1183	10,1435	30,0819
Sinterizada	2529,027	2534,052	2535,424	2395,683	2371,064	2401,732
desvio padrão	32,0659	36,0123	20,2401	51,8145	24,2958	57,7472
Mini Pilar	2471,649	2623,098	2552,676	2493,837	2344,680	2343,204
desvio padrão	15,3027	67,3776	11,1128	20,2782	112,9354	140,3630

Altura	DISTAL			MESIAL		
	SG5	SG4	SG6	SG12	SG11	SG13
Convencional	2348,505	2339,882	2310,582	2304,306	2345,767	2347,125
desvio padrão	6,3027	8,9480	2,6925	28,1155	10,0721	2347,125
Usinada	2425,565	2422,035	2444,970	2405,605	2388,014	2392,408
desvio padrão	0,0000	6,1146	42,4927	0,0000	3,8193	11,4293
Sinterizada	2350,552	2350,552	2352,604	2196,754	2190,159	2196,754
desvio padrão	0,0000	0,0000	3,5535	0,0000	11,4237	0,0000
Mini Pilar	2183,109	2437,452	2395,061	2211,773	2129,054	2166,229
desvio padrão	0,0000	36,7114	0,0000	0,0000	87,9010	152,2911

ANEXO E - Teste de ANOVA a três critérios realizado para a medida de **ângulo**. Estatisticamente significativa para probabilidade menor que 0,05 ($p < 0,05$)*.

	Degr. Of	MS	F	p
INTERAÇÃO	1	546028,5	313925,5	0,000000
MATERIAL	3	19,3	11,1	0,000004
ABUTMENT	1	16,4	9,4	0,002894
REGIÃO	4	23,9	13,7	0,000000
MATERIAL X ABUTMENT	3	2,8	1,6	0,195546
MATERIAL X REGIÃO	12	9,6	5,5	0,000001
ABUTMENT X REGIÃO	4	3,5	2,0	0,101426
MATERIAL X ABUTMENT X REGIÃO	12	4,1	2,4	0,012088

ANEXO F - Teste de ANOVA a três critérios realizado para a medida de **comprimento**. Estatisticamente significativa para probabilidade menor que 0,05 ($p < 0,05$)*.

	Degr. of	MS	F	p
INTERAÇÃO	1	767995146	488053,8	0,000000
MATERIAL	3	150183	95,4	0,000000
MINI-PILAR	1	117004	74,4	0,000000
REGIÃO	4	4735	3,0	0,022895
MATERIAL*MINI-PILAR	3	23637	15,0	0,000000
MATERIAL*REGIÃO	12	2050	1,3	0,233582
MINI-PILAR*REGIÃO	4	6815	4,3	0,003194
MATERIAL*MINI-PILAR*REGIÃO	12	11450	7,3	0,000000

ANEXO G— Teste de ANOVA a três critérios realizado para a medida de **altura**. Estatisticamente significativa para probabilidade menor que 0,05 ($p < 0,05$)*.

	MS	F	p
INTERAÇÃO	654235967	631161,4	0,000000
MATERIAL	133851	129,1	0,000000
MINI-PILAR	152214	146,8	0,000000
REGIÃO	16884	16,3	0,000000
MATERIAL*MINI-PILAR	28089	27,1	0,000000
MATERIAL*REGIÃO	3075	3,0	0,001834
MINI-PILAR*REGIÃO	10583	10,2	0,000001
MATERIAL*MINI-PILAR*REGIÃO	13718	13,2	0,000000