

TALITHA DE CÁSSIA SILVA SOUSA

**EXTENSOMETRIA: estudo das microdeformações ao redor de
três implantes de hexágono interno, com posicionamento
linear, sob a influência da fundição de coifas plásticas e
usinadas**



2011

TALITHA DE CÁSSIA SILVA SOUSA

EXTENSOMETRIA: estudo das microdeformações ao redor de três implantes de hexágono interno, com posicionamento linear, sob a influência da fundição de coifas plásticas e usinadas

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, UNESP - Universidade Estadual Paulista, como parte das exigências para a obtenção do grau de CIRURGIÃO-DENTISTA

**Orientador: Prof. Dr. Renato Sussumo Nishioka
Co- orientador: Prof. Dr. Alberto Noriyuki Kojima**

**São José dos Campos
2011**

AUTORIZAÇÃO

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

São José dos Campos, 26 de agosto de 2011.

Talitha De Cássia Silva Sousa

E-mail: talitha.sousa@fosjc.unesp.br

Banca Examinadora

Prof. Adjunto Renato Sussumu Nishioka

Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese

Prof. Assistente Doutor Osvaldo Daniel Andreatta Filho

Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese

Prof. Assistente Ivan Balducci

Departamento de Odontologia Social e Clínica Infantil

São José dos Campos, 26 de agosto de 2011.

Extensometria: estudo das microdeformações ao redor de três implantes de hexágono interno, com posicionamento linear, sob a influência da fundição de coifas plásticas e usinadas

Strain Gauge: study of micro-deformations around three internal hexagon implants, linear placement, under the influence of casting of machined and plastic copings

RESUMO

Este estudo *in vitro* analisou por meio da extensometria as microdeformações que ocorreram ao redor de implantes de hexágono interno variando-se o tipo de coifa (plástica e usinada). Para isso, três implantes de hexágono interno foram inseridos na configuração linear em um bloco de poliuretano. Sobre cada implante foi conectado o pilar protético Microunit. Tangenciando cada implante, foram colados quatro extensômetros, sendo dois para o implante central. Dez estruturas, cada uma com três coifas, foram fundidas em monobloco com liga de cobalto-cromo, sendo divididas em dois grupos: no primeiro foram utilizadas coifas plásticas e no segundo coifas usinadas em cobalto-cromo. Após o acabamento, as estruturas foram fixadas aos pilares protéticos com o parafuso de retenção por meio de um torquímetro manual com torque de 10Ncm, neste instante foram registradas as microdeformações em cada extensômetro. Os registros foram repetidos cinco vezes para cada estrutura. Os valores obtidos das microdeformações ($\mu\epsilon$) foram: para as coifas plásticas de $363,37 \pm 237,66$ e para as coifas usinadas de $338,12 \pm 223,01$ (estatística significativa ($p=0,867$)). Os dados foram avaliados pelo teste *t-Student* com nível de significância de 5%. Concluiu-se que para implantes de hexágono interno posicionados linearmente, o tipo de coifa não influenciou na quantidade de microdeformações ocorridas ao redor dos implantes geradas após o aperto dos parafusos de retenção das

próteses.

UNITERMOS

Implantes dentários; prótese dentária; biomecânica.

ABSTRACT

The objective of this in vitro study was quantify the micro strain development around the internal hexagon implants, varying the type of prosthetic coping. For This reason, three implants of internal hexagon were inserted into one polyurethane block in line placement. Microunit abutments were screwed onto the implants. Tangentially the implants were bonded the strain gauges, two to the center implant. Ten structures, each one containing three copings were cast in Co-Cr alloy, that were divided into groups in the first group, plastic copings were used, and in the second group machined copings were used. The superstructure's occlusal screws were tightened onto Microunit abutments with 10 Ncm torque, the magnitude of micro strain was recorded. The mean values of each strain gauge of each plastic copings were $363,37 \pm 237,66$ and the machined copings were $338,12 \pm 223,01$. The data were analyzed statistically by *t- Student* test. No statistically significant difference was found between the prosthetic copings ($p= 0,867$). It was concluded that to internal hexagon implants in line placement, the type of copings presented similar magnitude of micro strain after prosthetic occlusal screw was tightened.

UNITERMS

Dental Implants; dental prosthesis; biomechanics.

INTRODUÇÃO

A implantodontia trouxe além de um grande avanço científico uma efetiva melhora da qualidade de vida de indivíduos total e parcialmente edêntulos. Isso porque nos dias atuais, essa alternativa de tratamento tornou-se mais viável a grande parte da sociedade, que encontrou assim uma eficiente forma de reabilitação, que visa melhora de suas funções fonéticas, estéticas e mastigatórias possibilitando então, alcançar aumento de sua auto-estima e aceitação social.

O conhecimento faz-se necessário, sobretudo em relação às deformações que podem ser geradas a estrutura óssea, para que desta forma possa-se buscar maior longevidade ao tratamento de reabilitação e com isso a manutenção e saúde da estrutura óssea [1]. A qualidade do osso frequentemente pode influenciar na distribuição de carga bem como a localização, número, e dimensões das fixações (comprimento e diâmetro) assim como a configuração do arco formado [2]. Outra importante questão são os dentes antagonistas e as forças causadas pelo paciente durante os movimentos funcionais e parafuncionais [3].

Assim uma maneira de avaliar as microdeformações ao redor de implantes é a extensometria, a qual é uma técnica de medição e registro das microdeformações ($\mu\epsilon$), que envolve a utilização de extensômetros (strain gauges), os quais são pequenas resistências elétricas. Os registros estão diretamente relacionados com o posicionamento e a localização dos extensômetros. Esse método utiliza como princípio o conceito de que o material sofre uma alteração da resistência elétrica quando é submetido a uma deformação, aumentando a resistência quando tracionado e diminuindo quando comprimido, fazendo, além da análise quantitativa das forças aplicadas, uma análise qualitativa das mesmas. Após a aplicação de uma tensão, o sinal elétrico captado pelos extensômetros é enviado a uma placa

de aquisição de dados, onde será transformado em sinal digital, possibilitando a leitura em um microcomputador, já descrito por diversos autores [4-7].

De acordo com Barbosa e Soares [8], um ajuste preciso entre o pilar protético e a supraestrutura protética é um fator importante na determinação da longevidade do implante, sendo os modelos não passivos o principal motivo de fracasso das restaurações, podendo causar a perda do implante, bem como a fratura e/ou o afrouxamento dos parafusos.

A retenção das próteses nos pilares protéticos pode ocorrer por meio da cimentação ou da fixação por meio de um parafuso. Não há evidências conclusivas de que um método de retenção seja superior ao outro, porém são apresentadas vantagens de cada um. As próteses cimentadas apresentam maior estética e melhor oclusão, além de uma melhor distribuição de tensões, uma vez que o cimento corrige possíveis interferências e desajuste [9]. Em contra partida, as próteses parafusadas apresentam como principal vantagem a sua reversibilidade e o fato de serem projetadas para falhar, por meio do afrouxamento ou até fratura do parafuso de retenção, quando submetidas a cargas que possam comprometer a integridade do implante. Entretanto, falhas nos parafusos protéticos das reabilitações sobre implantes têm sido relatados com certa frequência [8], o que nos leva a crer na importância de se realizar maiores estudos sobre o assunto.

Diante do exposto, verifica-se a importância de avaliar por meio da extensometria as tensões transmitidas pelas próteses sobre implante às estruturas adjacentes, em especial para se analisar as microdeformações que ocorrerão ao redor das fixações e conhecer os níveis encontrados. Verificar os níveis de deformação de diferentes origens de coifas para fundição. O ideal é que as técnicas de confecção das próteses não danifiquem os componentes do implante, assim como, determinem respostas favoráveis ao tecido ósseo peri implantar.

Desta maneira, este estudo in vitro se propôs a verificar as

microdeformações que ocorreram ao redor de três implantes de hexágono interno, com posicionamento linear, de fundições realizadas de CoCr obtidas de coifas usinadas em CoCr e plásticas, durante o aperto do parafuso de retenção.

MATERIAL E MÉTODO

Obtenção do bloco de poliuretano

Uma caixa de aço inoxidável foi construída com objetivo de servir como matriz para a confecção dos blocos de poliuretano.

A base e o catalisador de uma resina – poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – France) foram proporcionados com medidas idênticas e misturados manualmente com uma espátula dentro de uma cuba plástica até a homogeneização das duas cores. Este material de baixa viscosidade foi vertido na matriz de silicone.

Após a polimerização do poliuretano e a desinclusão da forma de silicone, as superfícies foram trabalhadas com lixas d'água com granulações progressivamente menores, iniciada pela lixa de número 220 até o número 600, caracterizada pela obtenção de uma superfície com o menor número de irregularidades. As dimensões finais dos três blocos são: 95 mm de comprimento por 45 mm de largura e 20 mm de altura.

Apresentação das Matrizes

Uma segunda matriz [5] foi utilizada para simular uma situação clínica de posicionamento linear de três implantes. Esta matriz foi usinada em alumínio e constituída por três componentes (figura 1):

1) Componente 1: base retangular possuindo 75 mm de comprimento, 40 mm de largura e 5 mm de espessura. Identificada por possuir na parte central três cilindros eqüidistantes a 3 mm. Cada cilindro possui 4 mm de altura e 4 mm de diâmetro. A três milímetros medidos a partir da convexidade dos cilindros laterais, foram realizadas marcações bilaterais em baixo relevo, sendo três verticais e cinco horizontais. A

distância entre cada marcação é de 1 mm. Existem quatro perfurações centralizadas, bilaterais e diametralmente localizadas possuindo 2 mm de diâmetro e que permitem rosquear parafusos específicos para promover uma união com os componentes 2 e 3.

2) Componente 2: foi usinado em alumínio e possui um formato retangular com 75mm de comprimento, 10 mm de largura e 3 mm de espessura. É diferenciado dos outros componentes por conter três orifícios centrais com 4mm de diâmetro e que coincidem com a localização dos cilindros posicionados na base. Na parte interna de cada orifício foram confeccionadas roscas. Em cada extremidade horizontal existe uma perfuração transversal, que possui como objetivo a fixação do conjunto.

3) Componente 3: : é uma estrutura retangular também usinada em alumínio com 75 mm de comprimento, 40 mm de largura e 4 mm de espessura, possuindo como detalhe uma abertura central que é limitada pelas marcações verticais e horizontais do componente 1. Foi fixada à base por dois parafusos verticais.

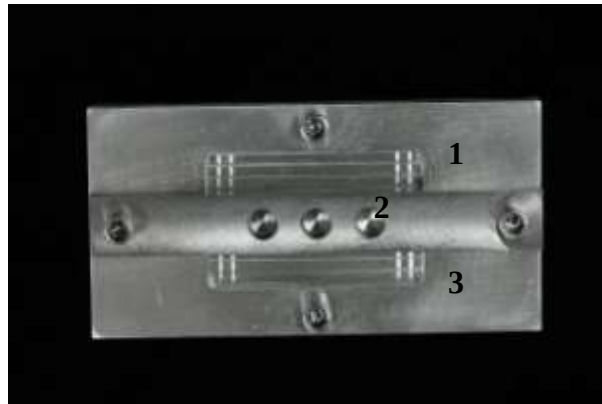


Figura 1 - Matriz com a montagem dos três componentes na configuração linear.

Inserção e Conexão dos Pilares Protéticos

O componente 2 determinou a padronização da distância e dos locais para a inserção dos implantes de hexágono interno (AS Technology Titanium Fix, São José dos Campos – Brasil). Foi fixado ao bloco de poliuretano por parafusos horizontais localizados nas extremidades.

Foi utilizado apenas um conjunto de fresas padronizadas (AS Technology Titanium Fix, São José dos Campos – Brasil) e convencionais das cirurgias para a instalação dos implantes: a ponta de lança e as helicoidais de 2; 2,5; 2,8; 3,0 e 3,2 mm de diâmetro. O protocolo para realização das perfurações obedeceu aos padrões convencionais, excluindo os cuidados de assepsia. A velocidade média das perfurações foi de 1800 rotações por minuto e da inserção de 14 rotações por minuto e ajustado para torque de 40 Ncm, sendo que a finalização da inserção do implante foi manual com auxílio da chave catraca cirúrgica.

Sobre a plataforma de assentamento do implantes, foi posicionado o pilar protético Microunit (AS Technology Titanium Fix, São José dos Campos – Brasil), padronizados com cinta metálica de 3 mm, sendo parafusado com torque de 20 Ncm com auxílio de um torquímetro mecânico) (AS Technology Titanium Fix, São José dos Campos – Brasil).

Enceramento

A amostra foi constituída de dez enceramentos (Ceras Babinete: Babinete Ind. e Com. de Ceras Ltda., Maringá – Brasil). Cada estrutura possui três coifas.

Para a obtenção das padronizações do enceramento foi utilizada a base (componente 1) com a sobreposição do componente 3, que, quando fixado pelos parafusos verticais, determinou um compartimento retangular que permitiu reproduzir sistematicamente o enceramento de todos os corpos-de-prova (figura 2).

Cinco enceramentos possuem apenas coifas usinadas em cobalto cromo, enquanto o outro grupo possui apenas coifas plásticas.

Inclusão e Fundição

Para a inclusão dos padrões de cera foram utilizados anéis de silicone com capacidade máxima de 180g. Em cada anel foi adaptado apenas um único conjunto de três fixações.

O revestimento utilizado para a inclusão foi o fosfato sem grafite, preparado na proporção de 60 ml de líquido para 180g, seguindo

orientações do fabricante (Bellavest SH Bego, Bremen – Alemanha).

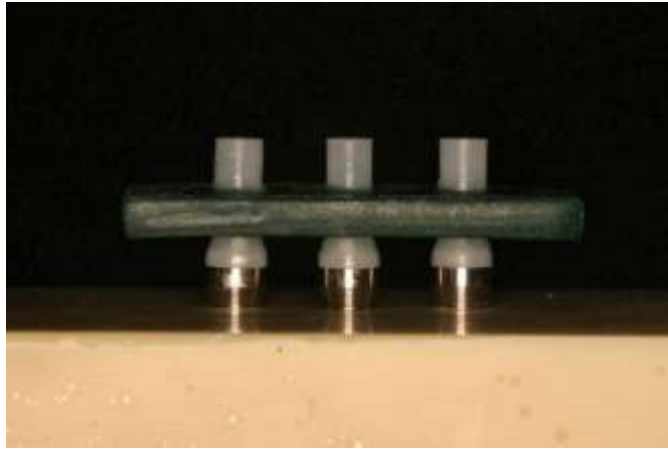


Figura 2 - Coifas de plástico adaptadas no enceramento e posicionadas sobre o pilar protético Microunit.

O bloco de revestimento foi levado a um forno para aquecimento do revestimento e volatilização da cera e do plástico, quando este se fez presente.

A fundição foi realizada com liga de cobalto cromo (Wirobond SG, Bremen – Alemanha), com auxílio da mistura de gás acetileno e ar, sendo que a injeção do metal ocorreu por intermédio de uma centrífuga convencional.

O resfriamento dos blocos das fundições ocorreu sobre a mesa de trabalho até atingirem a temperatura ambiente. Em seguida, se realizou a desinclusão e a remoção de todo material de revestimento.

Individualmente, as estruturas foram adaptadas no bloco de poliuretano, onde aferiu-se a estabilidade do conjunto, sem realização do aperto. Não houve indícios de instabilidade que determinassem a exclusão da estrutura [10-11].

Colagem dos Extensômetros e Conexão dos Terminais

Para a determinação exata dos locais para a colagem dos

extensômetros (Kyowa Eletronic Instruments Co. Ltd, Tokyo – Japan) foi traçada uma linha com uma régua e grafite 0.7mm. Os quatro extensômetros foram centralizados nesta linha, tangenciando os pilares protéticos. Para a colagem foi utilizado o adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil). Cada extensômetro foi conectado a um canal de leitura do aparelho.

Na extremidade superior do lado maior do bloco foram coladas as placas dos terminais, onde se realizarão as conexões elétricas.

Foram realizados os apertos dos parafusos de retenção com auxílio de uma chave manual de ponta hexagonal de 1,17mm até a obtenção da primeira resistência. O aperto foi realizado na seguinte ordem: inicialmente o parafuso central da supraestrutura, em seguida o parafuso do lado esquerdo e finalmente fixação do orifício direito. A ponta hexagonal de mesmo diâmetro foi adaptada ao torquímetro analógico progressivo para finalizar o aperto dos parafusos de retenção com torque aproximado de 10 Ncm. Este procedimento foi repetido sempre que um novo ensaio foi realizado e a ordem de aperto foi sempre iniciada pelo parafuso central seguido pelos laterais [12-13].

O Strain-Smart foi o programa de computador que realizou as interpretações, modificações e os processamentos dos sinais. O aparelho Model 5100 Scanner – System 5000 foi o sistema integrado utilizado, o qual englobava um conversor analógico-digital, que condicionou os sinais, o controlador de conversor e a ligação com o computador.

As variações elétricas foram aritmeticamente transformadas para unidades de micro deformação pelo software de aquisição de dados responsável pelo registro das informações. O software foi instalado em um microcomputador com processador Pentium IV 1.1GHz, 256 MB de memória RAM.

Delineamento Experimental

O delineamento deste experimento seguiu um esquema fatorial tipo 1 x 2. As variáveis ou fatores em estudo foram considerados os

tipos de coifa utilizada: coifa plástica e coifa usinada.

A unidade experimental foi o sistema formado pela estrutura metálica fundida em liga de cobalto cromo, descrita anteriormente, com capacidade de suportar (fixar) três coifas. Essa estrutura metálica é denominada corpo-de-prova.

Análise estatística

Os dados registrados pelos quatro extensômetros foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais: GraphPad Prism (GraphPad Software, version 4.00, 2003); MINITAB (Minitab, version 14.12, 2004) e STATISTIX (Analytical Software Inc., version 8.0, 2003).

A estatística inferencial consistiu no teste *t-Student* para amostras independentes.

O nível de significância foi escolhido o valor convencional de 5%.

RESULTADOS

Realizada a etapa laboratorial, foram obtidos 120 valores em microdeformação ($\mu\epsilon$) originados dos quatro extensômetros (SG), gerados pelo aperto dos parafusos das próteses sobre os corpos de prova. Os valores foram utilizados na análise estatística de modo a permitir a comparação da intensidade das microdeformações encontradas com os diferentes tipos de coifa.

Os valores originais, registrados por cada extensômetro após o aperto dos parafusos e fixação dos corpos de prova confeccionados a partir de coifas plásticas e coifas usinadas, estão apresentados nas tabelas 1 e 2.

Os valores das microdeformações foram, então, colocados em módulo, ou seja, transformados em valores absolutos, pois não era relevante se estaria causando tração (+) ou compressão (-), e em seguida

submetidos à análise estatística por meio do programa computacional MINITAB (Minitab, version 14.12, 2004). Resultando em uma estatística significativa ($p = 0,867$).

A estatística descritiva analisando a microdeformação obtida em cada corpo de prova, para coifa plástica e coifa usinada, está demonstrada nas tabelas 3 e 4, respectivamente. Já na tabela 5 encontram-se as médias gerais das microdeformação encontradas para coifa plástica e coifa usinada.

Tabela 1 – Registros das microdeformações ($\mu\epsilon$) para os corpos de prova das coifas plásticas

Corpo de Prova	Registro	SG 1	SG 2	SG 3	SG 4
1	1	-22,75	89,66	-97,69	-103,97
	2	51,58	101,19	-8,06	-95,78
	3	69,28	148,78	108,79	-81,95
	4	159,81	133,75	117,36	-87,07
	5	184,6	131,75	108,29	-57,88
2	1	883,15	-336,97	-1106,73	607,36
	2	956,6	-298,43	-935,35	606,33
	3	965,21	-317,45	-883,57	610,95
	4	1010,31	-244,37	-855,42	602,74
	5	1030,07	-251,87	-830,78	608,9
3	1	4,55	223,94	178,31	273,09
	2	65,74	208,41	132,97	254,13
	3	-19,72	222,94	94,19	285,39
	4	54,11	230,96	155,64	282,32
	5	212,42	102,19	127,43	349,97
4	1	-214,86	903,39	-407,77	272,58
	2	-157,23	859,74	-353,92	286,93
	3	-142,57	842,68	-279,93	291,03
	4	-126,4	887,34	-220,03	298,21
	5	-107,69	906,91	-161,13	333,06
5	1	-281,57	1042,91	227,69	130,12
	2	-240,63	980,67	402,56	134,73
	3	-238,61	953,07	450,95	137,3
	4	-225,47	923,47	476,65	143,44
	5	-223,95	903,39	537,15	247,98

Tabela 2 – Registros das microdeformações ($\mu\epsilon$) para os corpos de prova das coifas usinadas

Corpo de Prova	Registro	SG 1	SG 2	SG 3	SG 4
1	1	209,89	-312,45	137,00	305,16
	2	196,23	-333,97	150,10	312,32
	3	155,26	-279,91	176,80	280,62
	4	234,17	-279,41	270,01	239,72
	5	137,05	-188,29	208,54	341,98
2	1	-77,00	359,00	315,00	-159,00
	2	-61,00	465,00	226,00	-176,00
	3	22,00	429,00	305,00	-192,00
	4	-32,00	587,00	200,00	-163,00
	5	98,00	473,00	271,00	-125,00
3	1	141,10	-13,02	259,94	19,93
	2	171,45	-23,04	248,35	32,19
	3	193,70	-58,10	282,61	51,61
	4	219,50	-76,13	318,39	56,73
	5	222,03	-59,10	343,59	57,24
4	1	-136,51	719,27	-1114,77	995,92
	2	-141,06	684,66	-951,44	857,69
	3	-270,45	770,44	-964,51	940,63
	4	-266,41	764,92	-888,10	965,71
	5	-235,07	744,86	-860,45	963,15
5	1	466,43	-490,11	-1,01	461,14
	2	397,60	-526,14	62,45	451,42
	3	379,89	-556,66	110,81	503,08
	4	349,02	-499,62	76,05	507,18
	5	381,91	-486,11	21,66	516,38

Tabela 3 – Dados da microdeformação ($\mu\epsilon$), de cada corpo de prova, referentes à coifa plástica.

Corpo de Prova	n*	Média	Desvio Padrão	Coefficiente de Variação
1	5	98,00	26,30	26,79
2	5	697,13	22,23	3,19
3	5	173,92	16,23	9,33
4	5	402,70	29,90	7,42
5	5	445,12	20,79	4,67

*Número de repetições

Tabela 4 – Dados da microdeformação ($\mu\epsilon$), de cada corpo de prova referentes à coifa usinada.

Corpo de Prova	n*	Média	Desvio Padrão	Coefficiente de Variação
1	5	237,44	15,91	6,70
2	5	236,75	7,24	3,06
3	5	142,40	28,10	19,72
4	5	711,80	33,60	4,73
5	5	362,23	14,51	4,01

* Número de repetições

Tabela 5 – Dados da microdeformação ($\mu\epsilon$) referentes à variável coifa.

Coifa	n*	Média	Desvio Padrão	Coefficiente de Variação
Plástica	100	363,37	237,66	65,41
Usinada	100	338,12	223,01	65,96

*Número de registros: 5 fundições, 5 repetições, 4 extensômetros.

DISCUSSÃO

Quanto maiores são os avanços, novas dúvidas são lançadas e mais conhecimentos são necessários para o aperfeiçoamento das técnicas, principalmente por se tratar de estudos na área da saúde como neste caso. Os aspectos biomecânicos do implante osseointegrado são fundamentalmente diferentes daqueles do dente natural, que é circundado pelo ligamento periodontal. A possibilidade de transferência de sobrecarga ao implante, e deste ao osso, pode exceder o limite fisiológico e provocar falha ou até chegar à perda da osseointegração, mostrando assim que as deformações ao redor dos implantes podem impedir longevidade a este tipo de tratamento de reabilitação [3,11,14,].

Portanto, é essencial otimizar a distribuição da carga mastigatória através das próteses e destas para os implantes e osso suporte. O estudo das tensões entre as estruturas de suporte e implantes tem sido realizado para prevenir falhas da estrutura protética ou do próprio implante.

Tensões superiores ao limiar de tolerância fisiológica de osso podem também explicar por que a perda óssea é observada em análise histológica de implantes [14-15]. Também a perda óssea pode ser relacionada a uma inflamação local como a gengivite e também a atrofia devido ao desuso.

Através de recursos computacionais e a aproximação destes com a Odontologia, tornou-se possível a análise e a solução de problemas complexos, encontrados no tratamento de pacientes com comprometimento em sua dentição. De acordo com a literatura três são os principais métodos para análise biomecânica, sendo a análise fotoelástica [9], elementos finitos [8] e extensometria [5,16,]. Para a técnica da extensometria, além de ser possível o estudo *in vivo* como exemplo o feito por Glantz *et al.* [17], e Karl *et al.*, [18], também é o método escolhido por muitos autores como Abreu [4] e Nishioka, RS, *et al* [6], para um estudo *in vitro* como o deste trabalho.

Utilizou-se neste estudo a extensometria para avaliar as microdeformações ao redor de implantes através do aperto do parafuso de retenção em estudo *in vitro*. Diferentemente, Glantz *et al.* [17], além de empregar a extensometria para registrar deformações funcionais *in vitro* em uma prótese fixa suportada por cinco implantes osseointegrados também fez essa avaliação *in vivo*. Os seus resultados demonstraram diferenças entre as condições clínicas e laboratoriais. Os autores alertaram para as altas concentrações de estresse durante o aperto dos parafusos de retenção da prótese às conexões. Esta importante observação está diretamente relacionada à inexistência do ligamento periodontal envolvendo os implantes osseointegrados.

Isa e Hobkirk, [19] estudaram o efeito do aperto do parafuso de ouro na instalação de estrutura metálica fundida em ouro com perfeito assentamento, bem como com diferentes graus de desajuste marginal. Os resultados demonstraram que o aperto do parafuso de ouro produziu altos valores de estresse estático no sistema, mesmo com a estrutura metálica apresentando desajustes marginais inferiores a 10 μm . Já neste estudo não se encontrou diferença estatística entre a microdeformação gerada após o

aperto do parafuso de retenção para ambos os tipo de coifa plástica e usinada.

Quanto à proposição do estudo, foi colocado em questão o tipo de coifa utilizada sendo plástica ou usinada e para tanto os resultados mostraram não haver estatística significante a essa comparação. Nishioka, *et al.* [6], desenvolveu um estudo in vitro para quantificar as deformações desenvolvidas durante o aperto de três parafusos de próteses parciais implanto suportadas, sendo até este ponto semelhante a este estudo, mas diferente ao variar além do tipo de coifa também o tipo de pilar protético. A hipótese era que o tipo de conexão poderia gerar diferentes microdeformações e o tipo de coifa poderia produzir similar microdeformações depois do aperto dos parafusos sobre o pilar Microunit. Mas, como conclusão obteve que o tipo de conexão e o tipo de coifas apresentaram comportamento similar dentro das condições limites do estudo.

Também para Çehreli *et al.* [16], a conexão pilar- implante não foram fator decisivo que afeta no stress e magnitude de tensão gerada ao osso, mostrando assim que não haveriam diferenças significativas com o emprego de um pilar diferente ao usado neste estudo.

A avaliação biomecânica da geometria do implante e do sistema de retenção protético torna-se fundamental, visto que os implantes foram desenvolvidos para suportarem forças durante sua função. A escolha para o alinhamento dos implantes neste estudo foi à configuração linear, visto que em estudo recente de Nishioka, RS, *et al.* [7], que analisaram as deformações causadas pela variação do formato do pilar protético e o alinhamento das fixações em implantes de hexágono interno, externo e cone Morse nas configurações linear e compensado, que não havia evidencias da existência de alguma vantagem do posicionamento linear para compensado na redução de deformações ao redor de implantes. Também quanto ao tipo de implante os resultados também mostraram que hexágono interno e cone Morse não reduziram as deformações ao redor de implantes, sendo assim escolhido somente o hexágono interno para este estudo.

Colocação de extensômetros na superfície do bloco de poliuretano, adjacente à área cervical do implante se justifica porque nesta região há maior concentração de tensão após a aplicação de carga [16]. Demais estudos optaram pela colagem dos extensômetros em outros locais como o de Heckmann et al. [20], mas colagem na superfície simplifica o procedimento.

Resultados semelhantes ao deste estudo foram registrados por Karl [20] e Abreu *et al.* [4], que em estudo utilizando extensometria, comparou coifas plásticas e usinadas, com a diferença de realizar a aplicação de carga sobre as estruturas, sendo a quantidade de 30 kg (aproximadamente 294N). Mesmo com essa variável diferente de medir as microdeformações no momento da aplicação da carga, a conclusão se deu de forma semelhante a este estudo, não apresentando estatísticas significantes quanto a diferenças entre os tipos de coifa.

CONCLUSÃO

Os resultados obtidos com a metodologia empregada nos permitiram concluir que não houve diferença estatística significativa entre coifa plástica e coifa usinada quanto à microdeformação gerada pelo aperto dos parafusos de retenção da prótese sobreimplante.

BIBLIOGRAFIA

1. TaylorTD, AgarJR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. J prosth.Dent.. 2002;88(1):89-95.
2. Petrie C S, Williams J L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Impl Res. 2005;16:486-494.

3. Eskitascioglu G. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004;91:144-50.
4. Abreu CW, Balducci I, Nishioka RS. A comparative study of microstrain around three-morse taper implants with machined and plastic copings under axial loading. *Braz J Oral Sci*. 2010; 9(1):11-5.
5. Nishioka RS, Vasconcellos LG, Nishioka LN. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant Dent*. 2009;18(6):512-20.
6. Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, Vasconcellos LGO, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci*. 2010 Jun;18(3):225-30.
7. Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka GNM. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent*. 2011;20(2):e24-32.
8. 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 Implantnews*. 2008;5(5):497-501.
9. Manzi M R, Pimentel A C, Lopes F M, Guimarães C P D, Sendyk C L, Sendyk W R. Análise fotoelástica das tensões induzidas em implantes por próteses parciais fixas cimentadas, parafusadas e mistas. *Revista Implantnews* 2009; 6(1):73-9.
10. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutment. *J Prosthet Dent*. 1998; 80:184-92.
11. Carr A B, Brunski J B, Hurley E. Effects of fabrication, finishing and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(5):589-98.
12. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:151-8.

13. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Mar-Apr;15(2):209-18.
14. Duyck J, VanOosterwyck H, Sloten J V, Cooman M, Puers R, Naert I. Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. *J Oral Rehabil*. 2001;28:226-33.
15. Albrektsson T, Sennerby L. State of art in oral implants. *Journal of Clinical Periodontology* 1991;18:474–81.
16. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Apr;15(2):249-57.
17. Glantz, PO. Rangert, B. Svensson, A. Stafford, GD. Arnuidarson, B. Randik, et al. On clinical loading of osseointegrated implants: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 1993;4(2):99-105.
18. Karl M, Taylor T D, Wichmann M G, Heckmann S M. *In vivo* stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont*. 2006;15(1):20-4.
19. Isa ZN, Hobkirk JA. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part I. The effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees off it. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1995 Dec;3(6):247-53.
20. Heckmann SM, Karl M, Winter W, Graef F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite elements analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17:345-50.
21. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor T, Heckmann S. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent*. 2005; 93:324-330.
22. Karl M, Taylor T D, Wichmann M G, Heckmann S M. *In vivo* stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont*. 2006;15(1):20-4.

23. Akça K, Chang T L, Tekdemir I, Fanuscu, M I. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. Clin Oral Impl Res. 2006; 17:465-472.
24. Burguete R L. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent. 1994; 71(6):592-599.
25. Heckmann S M, Karl M, Wichmann M G, Winter W, Graef F, Taylor T D. Cement fixation and screw retention parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. Clin Oral Impl Res. 2004;15:466-473.
26. McGlumphy E A, Mendel D A, Holloway J A. Implant screw mechanics. Dental Clin North Am. 1998; 42:71-89.
27. Silva G C C, Fraga M T, Mendonça J A G. Adaptação passiva de próteses implanto-suportada: relação com indução de tensões e importância clínica. Revista Implantnews. 2008;5(4):393-8.
28. Rangert B, Sullivan R, Jemt T M. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997; 12:360-370.
29. Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. J Oral Rehabil. 2000;27:15-21.
30. Karl M, Wichmann M G, Winter W, Graef F, Taylor T D, Heckmann S M. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. J Prosthodont. 2008;17(1):3-8.