

Estudo da ocorrência de micro deformações ao redor de três implantes de hexágono externo, sob a influência da fundição de coifas plásticas e usinadas

Strain gauge analysis of three external hexagon implants of casting of plastics copings and machined copings

Renato S. NISHIOKA

Professor adjunto - Disciplina de Implante - Faculdade de Odontologia de São José dos campos – UNESP - Univ Estadual Paulista - São José dos Campos- SP –Brasil

Mayra Cristina YAMASAKI

Graduanda – Faculdade de Odontologia de São José dos campos – UNESP - Univ Estadual Paulista - São José dos Campos- SP –Brasil.

Gabriela Nogueira de Melo NISHIOKA

Graduanda - Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP - Univ Estadual Paulista – Araraquara - SP – Brasil.

Ivan BALDUCCI

Professor da Disciplina de Bioestatística - Faculdade de Odontologia de São José dos campos – UNESP - Univ Estadual Paulista - São José dos Campos- SP – Brasil

RESUMO

Este estudo in vitro analisou, por meio da extensometria, as micro deformações que ocorreram ao redor de implantes de hexágono externo ao variar o tipo de coifa, plástica e usinada, após o aperto dos parafusos de retenção da prótese. No bloco de poliuretano três implantes de hexágono externo foram inseridos linearmente. Pilares protéticos Microunit foram conectados aos implantes com torque de 20 Ncm. Coifas plásticas (n=5) e usinadas (n=5) receberam enceramentos padronizados e foram fundidos em monobloco em liga de cobalto-cromo. No bloco de poliuretano, tangenciando os implantes foram colados os extensômetros, sendo dois para o central. As estruturas metálicas foram fixadas aos pilares protéticos com parafusos de retenção com torque de 10 Ncm, quando foram registradas as micro deformações ($\mu\epsilon$) em cada extensômetro. Os valores médios obtidos dos extensômetros para as coifas plásticas foram de $363,37 \mu\epsilon \pm 237,66$ e para as usinadas de $338,12 \mu\epsilon \pm 223,01$. Estes foram avaliados pelo teste t-Student, que demonstrou não haver diferença estatística significativa ao variar o tipo de coifa ($p=0,867$). Concluiu-se que, para implantes de hexágono externo posicionados linearmente, o tipo de coifa não influenciou na quantidade de micro deformação gerada após o aperto dos parafusos de retenção da prótese.

UNITERMOS

Extensometria; prótese dentária fixada por implante; coifas; biomecânica; strain gauge.

INTRODUÇÃO

O estudo biomecânico é vasto, são inúmeras as variáveis a serem analisadas e qualquer modificação de comportamento pode variar a interpretação das respostas, ou seja, o resultado pode ser influenciado pela magnitude, direção e localização das cargas oclusais e quantidade de tensões e deformações que incidem no complexo prótese-implante-osso peri-implantar [1,2,3,4,5,6,7].

Um fator que deve ser ponderado para manutenção do sucesso cirúrgico é o conhecimento do comportamento biomecânico, é ter ciência das condições em que ocorrem as transferências das tensões e deformações ao redor do osso [1,2,8,9,5,10,11,12,13,14], porém as diversidades de estudos tornam esta análise complexa.

A extensometria pode ser também denominada de strain gauge ou strain gage. É considerada uma men-

suração indireta que realiza a análise de um efeito físico, a deformação mecânica utilizando a medição elétrica, por intermédio de um componente denominado de transdutor. Em resumo, pode ser dito que as deformações comumente não são perceptíveis a olho nu e assim sendo, necessita-se deste transdutor para realizar a aferição [15]. O extensômetro pode ser definido como um sensor elétrico que quantifica uma deformação superficial. O princípio de funcionamento baseia-se na variação de resistência elétrica do sensor para transformar em níveis de deformação [16].

Durante o aperto, o parafuso do pilar protético exerce uma força compressiva que é gerada para manter o contato do pilar com a superfície do implante [17,18,19]. Devido as características inerentes das fundições das supra-estruturas, a adaptação dos componentes não é perfeita e sim clinicamente aceitável. O aperto do conjunto prótese-pilar protético induz tensões em todo o conjunto e que são transmitidas ao osso peri-implantar [1,20,15,4,10,18].

Com as informações básicas apresentadas do funcionamento da extensometria elétrica torna-se mais fácil o entendimento deste estudo in vitro que teve o foco centralizado nas microdeformações que ocorreram ao redor das fixações de hexágono externo, associado a fundições em monobloco em cobalto cromo de coifas usinadas comparadas a fundição de coifas plásticas.

MATERIAL E MÉTODO

Um conjunto de matrizes em alumínio [16] foi utilizado para padronizar os locais de perfurações de instalação dos implantes no bloco de poliuretano e também para padronização do enceramento das supra-estruturas (Figura 1).

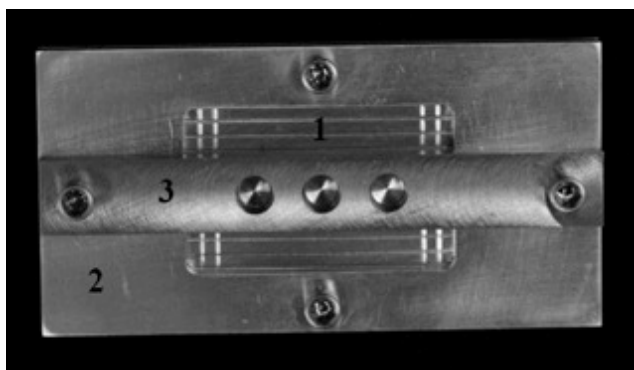


Figura 1 - Matriz: 1: base com 3 cilindros alinhados de 3.75mm de diâmetro e 4mm de altura. 2: componente com abertura central nivelada com a altura dos cilindros. 3: barra retangular com 3 orifícios coincidentes com a localização dos cilindros. Pararafusos laterais para manter os três componentes estabilizados.

No bloco de poliuretano (F16 Axson, Cergy – France) foram instalados os implantes de hexágono externo com diâmetro de 3.75 mm, com plataforma de assentamento de 4.1 mm e 13 mm de comprimento (AS Technology Titanium fix – São José dos Campos, Brasil). Sobre a plataforma de assentamento de cada fixação, foi posicionado o pilar protético Microunit padronizados com cinta metálica de 3 mm (AS Technology Titanium fix – São José dos Campos, Brasil) e parafusado com torque de 20 Ncm.

A amostra foi constituída de 10 enceramentos, distribuídos aleatória e igualmente. Sendo diferenciados por coifas usinadas (n=5) e coifas plásticas (n=5) (AS Technology Titanium fix – São José dos Campos, Brasil).

Para a obtenção das padronizações do enceramento foi utilizada a base (componente 1) com a sobreposição do componente 2, que quando fixado pelos parafusos verticais determinou um compartimento retangular e que permitiu reproduzir sistematicamente o enceramento de todos os corpos-de-prova, principalmente quanto a espessura. O bloco de poliuretano serviu também como base para o assentamento do enceramento. Tanto as coifas usinadas como as de plásticos foram inicialmente posicionadas sobre o pilar protético e o enceramento foi adaptado.

A fundição da liga de cobalto-cromo (Wirobond SG - Bego Bremer Goldschalger, Bremen, Germany) foi realizada a gás e acetileno e a injeção do metal ocorreu numa centrífuga convencional.

Individualmente as estruturas foram adaptadas no respectivo bloco de poliuretano, onde se aferiu a estabilidade do conjunto, sem realização do aperto. A presença de indícios de instabilidade determinou a exclusão da estrutura. Cada estrutura metálica foi numerada e codificada com o grupo correspondente (Figura 2).

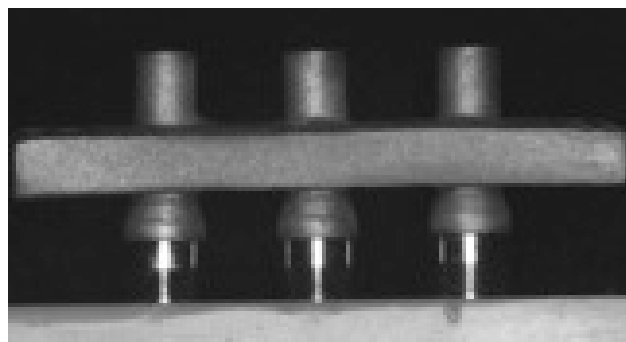


Figura 2 – Verificação da estabilidade adequada sobre os pilares, após a fundição

Na superfície do bloco de poliuretano os quatro extensômetros foram centralizados e colados tangentes aos pilares protéticos. Para a colagem individual utilizou-se uma quantidade reduzida de adesivo à base de cianoacrilato. O torquímetro (AS Technology Titanium fix, São José dos Campos, Brasil) realizou o aperto dos parafusos nas estruturas metálicas com 10 Ncm, sempre partindo da esquerda para a direita. Cada estrutura metálica foi reposicionada e reapertadas quatro vezes. (Figura. 3)

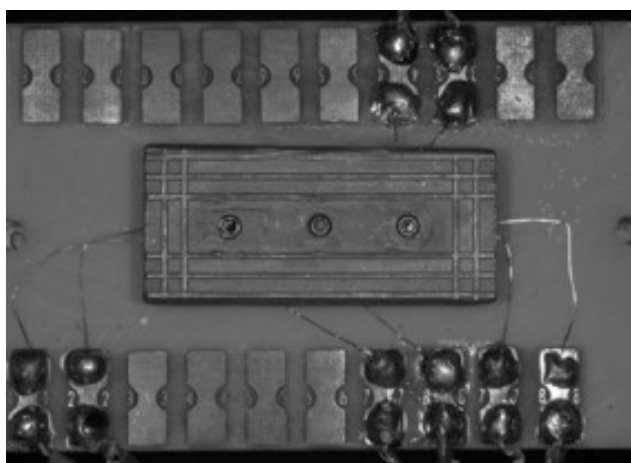


Figura 3 – Supra estrutura posicionada sobre os implantes com os respectivos pilares de retenção da prótese. Evidenciam-se as conexões elétricas dos extensômetros as terminações.

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

Foram obtidos 200 registros das microdeformações, os quais se referiram a cinco fundições, duas condições experimentais e cinco repetições registradas pelos quatro extensômetros. Tais registros foram submetidos à análise estatística por meio do programa computacional Minitab (version 14.12, 2004).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios padrão e representação gráfica (gráfico de colunas e de pontos). A estatística inferencial consistiu no teste t-Student para amostras independentes, sendo o nível de significância o valor convencional de 5%. O delineamento deste experimento seguiu um esquema fatorial tipo 1 x 2. As variáveis ou fatores em

estudo foram considerados os tipos de coifa: plástica e usinada.

RESULTADOS

Realizada a etapa laboratorial foram obtidos os 200 valores originais registrados pelos quatro extensômetros das microdeformações gerados pelo aperto dos parafusos da prótese sobre os corpos de prova.

Os valores originais, registrados por cada extensômetro após o aperto dos parafusos e fixação das supra estruturas, confeccionadas a partir de coifas plásticas e coifas usinadas, estão apresentados nas tabelas 1 e 2, respectivamente.

TABELA 1 – REGISTROS DAS MICRODEFORMAÇÕES (ME) 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 (ME) 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

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. Na tabela 5 e figura 4 encontram-se as médias gerais das microdeformação encontradas para coifa plástica e coifa usinada.

TABELA 3 – DADOS DA MICRO DEFORMAÇÃO (ME), DE CADA CORPO DE PROVA, REFERENTES ÀS COIFAS PLÁSTICAS

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 MICRO DEFORMAÇÃO (ME), DE CADA CORPO DE PROVA, REFERENTES ÀS COIFAS USINADAS

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 (ME) 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

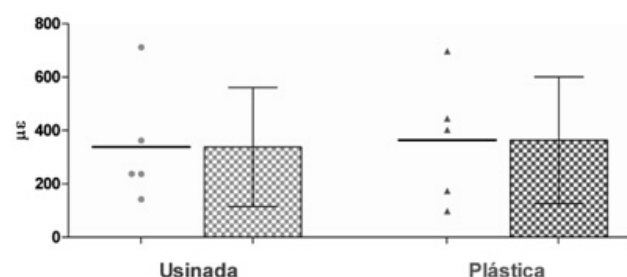


Figura 4 – Gráfico de pontos ao redor do valor médio e gráfico de colunas (média e desvio padrão) dos valores médios ($\mu\epsilon$) obtidos nos quatros extensômetros para ambas as coifas.

Durante a análise dos dados pôde-se observar que, apesar de existirem microdeformações muito diferentes causadas pelos corpos de prova dentro do mesmo grupo de coifa e também entre estes e os do outro grupo, a média geral das microdeformações ocorridas nos dois tipos de coifa é bem próxima, embora as coifas plásticas ainda demonstrem induzir uma microdeformação um pouco maior.

A estatística inferencial consistiu no teste t-Student, indicado para comparar duas amostras independentes, sendo o nível de significância o valor convencional de 5%. Por meio desse teste foi possível constatar que não houve diferença estatística significativa ($p=0,867$) entre coifa plástica e coifa usinada quanto à microdeformação gerada pelo aperto dos parafusos de retenção da prótese sobreimplante.

DISCUSSÃO

A motivação para estudar as tensões e deformações ao redor das fixações é o esforço para definir níveis de segurança, pois estudos relataram que a carga excessiva na interface da fixação com o osso pode ser uma das causas de perda óssea marginal [4,18]. O mecanismo preciso não é completamente compreendido e é certo que existe uma resposta de remodelação ao redor do osso sob determinada tensão, ou até em situações com ausência de atividade [15,21,22].

A realização da fundição em monobloco foi fundamentada pela eliminação de algumas variáveis que influenciariam na análise dos resultados, como: o material e as técnicas de moldagem de transferência [23,24,20], posicionamento do análogo para obtenção do modelo funcional e as técnicas que poderiam ser utilizadas na soldagem a brasagem ou a laser. Compartilhamos com o posicionamento de Jemt [25], Jemt e Book [22] e Jemt e Lie [26] que a fabricação de estruturas mais consistentes em monobloco evitarão um elevado risco de distorção quando comparadas as estruturas que tiveram que ser cortadas e posteriormente soldadas. A magnitude das tensões foi semelhante entre as fundições realizadas em monobloco com as fundições que foram seccionadas e depois soldadas [27]. A soldagem pode não melhorar a adaptação das próteses de três elementos [28].

As estruturas fundidas tiveram uma adaptação satisfatória, sendo constatada visualmente pela aproximação das interfaces e associada à percepção com uma sonda exploradora. Conduta semelhante para avaliação foi também realizada por Çehreli et al. [9]. Nesta fase deste trabalho, não houve preocupação com a fenda ocorrida e sim com o assentamento dos corpos-de-prova sobre o pilar protético. Foi determinado por Jemt e Lie [26] a extrema dificuldade de verificar a olho nu discrepâncias ao redor de 30 μm . Independente de qualquer variável que foi estudada não houve ocorrência de passividade durante o aperto das estruturas o que corrobora com estudos de Assif et al. [24] que não encontraram uma estrutura metálica com desenho que proporcione uma adaptação passiva ou com os resultados de Jemt e Lie [26] que evidenciaram a impossibilidade de conectar uma prótese múltipla sobre implantes com uma adaptação completamente passiva numa situação clínica.

A popularização no emprego dos cilindros de plástico deveu-se a uma tendência nacional ligada diretamente ao custo. Sob a ótica deste trabalho os valores médios registrados da microdeformação para o sistema hexágono externo não foram considerados es-

taticamente diferentes, independente do tipo de coifa utilizada. Após o aperto de retenção das supra estruturas, as micro deformações registradas ao redor dos implantes evidenciou 363,37 μe para as coifas plásticas e ligeiramente inferior para as coifas usinadas 338,12 μe . Esta pequena diferença dos valores registrados não pode se afirmar qualquer susceptibilidade a fundição em monobloco das supra estruturas. Comprovou-se pelo test t-Student que não houve diferença estatística significativa ($p= 0,867$) para as supra estruturas que possuem analogia a uma prótese fixa de três elementos. A indiferença na utilização do material de coifas também corrobora com os resultados obtidos por Karl et al. [19] que dispuseram de um estudo utilizando o mesmo número de fixações, porém a prótese foi construída com cinco elementos. Heckmann et al. [18] constataram não existir diferença entre estes dois tipos de coifas. Deve ser destacado que os cuidados para próteses múltiplas é bem diferente quando se compara com as próteses unitárias, e a complexidade na execução das fases laboratoriais [25] aumenta proporcionalmente com a extensão das fixações envolvidas, isto pode ser a explicação para os resultados encontrados com próteses unitárias e que valorizaram as coifas usinadas em ouro [8]. Procedimentos convencionais de laboratório com as mais diversas possibilidades de utilização de coifas parafusadas ou cimentadas são incapazes de produzir estruturas metálicas com adaptação passiva [20,29,17,6]. A partir da análise dos registros das micro deformações obtidas por este estudo foi possível constatar que houve uma variabilidade de resultados. A variação encontrada entre as médias de micro deformação dos corpos de prova, conforme demonstrado nas tabelas 3 e 4, pode ser esclarecida pela susceptibilidade do procedimento de fundição, proporcionando uma alteração da adaptação entre os corpos de prova, a qual foi imperceptível clinicamente. Cumpre destacar que os extensômetros são sensores sensíveis, sendo assim, pequenas alterações de torque nos parafusos de retenção podem determinar uma modificação significativa das micro deformações, o que permite entender a variação entre os registros de um mesmo corpo de prova, como foi apresentado nas tabelas 1 e 2, uma vez que o torquímetro utilizado, por ser mecânico, não garantiu precisão absoluta do torque pretendido.

CONCLUSÃO

Baseado nos registros obtidos com a extensometria pôde ser constatado que a coifa usinada ou plástica não determinaram micro deformações estatisticamente significante em supra estruturas de três elementos.

ABSTRACT

The objective of this in vitro study was quantify the micro strain development around the external hexagon implants, varying the type of prosthetic coping. Three implants of external hexagon were inserted into one polyurethane block. Microunit abutments were screwed onto the implants, applying a torque of 20Ncm. Plastic prosthetic copings (n=5) and machined copings (n=5) which received standard wax patterns were cast in Co-Cr alloy. On the surface of poliurtehane block tangentially the implants were bonded the strain gauges, two to the center implant. 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 $363,37 \mu\epsilon \pm 237,66$ and the machined copings were $338,12 \mu\epsilon \pm 223,01$. 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 external hexagon implants in line placement, the type of coping presented similar magnitude of micro strain after prosthetic occlusal screw was tightened.

UNITERMS

Strain gauge. Implant-supported dental prosthesis. Prosthetic copings. Biomechanic.

REFERÊNCIAS

1. Akça K, Chang TL, Tekdemir I, Fanuscu, MI. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Impl Res* 2006; 17: 465-472.
2. Alkan I, Sertgöz A, Bülent E. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 319-325.
3. Costa, M. A. Análise da deformação de componentes de prótese fixa implantossuportada quando submetidos a cargas axiais e oblíquas por meio da extensometria [Tese]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba (SP): Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP; 2009.
4. Duyck J, Ronold H J, VanOosterwyck H, Naert I, Van Sloten J, Ellingsen J E. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Impl Res* 2001; 12: 207-218.
5. 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: 226-233.
6. 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: 324-30.
7. Patterson E A Burguere R L, Johs R B. Distribution of load in an oral prosthesis system: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 552-60.
8. Carr A B, Gerard D A, Larsen P E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996; 76:500-509.
9. Çehreli MC, Duyck J, Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res* 2004; 15: 249-57.
10. Duyck J, VanOosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implant Res* 2000; 11: 457-65.
11. Hekimoglu C, Anil N, Cehreli M. Analysis of strain around endosseous implants opposing natural teeth or implants. *J Prosthet Dent* 2004; 92:441-6.
12. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success of the Branemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992; 3: 104-111.
13. Rangert B, Sullivan R, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 360-70.
14. Suedam, V. Avaliação da deformação gerada na região peri-implantar de prótese fixa implantossuportada, com a utilização de extensômetros lineares elétricos [Tese]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru (SP): Universidade de São Paulo - USP; 2009.
15. Çehreli MC & Iplikcioglu, H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent* 2002; 11: 286-92.
16. Nishioka, R.S.; Vasconcellos, L.G.; Nishioka, L.N.B.M. External Hexagon and Internal Hexagon in Straight and Offset Implant Placement: Strain Gauge Analysis. *Implant Dentistry*; 18:512-20, 2009.
17. Heckmann S M, Karl M, Wichmann M, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Impl Res* 2004; 15: 466-73.
18. Heckmann S M, Karl M, Wichmann M G, Winter W, Graef F, Taylor T D. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. *Clin Oral Impl Res* 2006; 345-50.
19. Karl, M.; Wichmann, M.G.; Winter, W.; Graef, F.; Taylor, T.; Heckmann, S. M. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. *Journal of Prosthodontics* 2008; 17:3-8.
20. Castilio D, Pedreira A P R V, Rossetti P H O, Rossetti L M N, Bonachela W C. The influence of screw type, alloy and cylinder position on the marginal fit of implant frameworks before and after laser welding. *J Appl Oral Sci* 2006; 14: 77-81
21. Frost H M. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994; 64: 175-88.
22. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Maxillofac Implants* 1996; 11: 620-25.
23. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of transfer and stress distribution by an implant supported fixed partial

- denture. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 285-91.
24. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 885-8.
 25. 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.
 26. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Clin Oral Impl Res* 1995; 6: 172-180.
 27. 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; 15: 209-18.
 28. Zervas P J, Papazoglou E, Beck F M, Carr A B. Distortion of three-unit implant framework during casting, soldering and simulated porcelain firings. *J Prosthodont* 1999; 8: 171-9.
 29. Guichet D L, Caputo A A, Choi H, Sorensen J A. Passivity of fit and marginal opening in screw or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 239-46.

Agradecimento

À Fundação de Amparo À Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pela concessão do Auxílio Pesquisa Proc: 07/ 53293-4 e pela Bolsa de Iniciação Científica Proc: 08/ 54238-0

Recebido em: 23/02/2011

Aprovado em: 13/04/2011

Correspondência:

Renato S. Nishioka
 Prof. Adj. da Disciplina de Implante da Universidade Estadual Paulista –UNESP, São José dos Campos-SP-Brasil
 Av. Francisco José Longo 777, São Dimas, São José dos Campos, Cep:12245-000
 e-mail: nishioka@fosjc.unesp.br