

Influência da fundição de coifas plásticas e usinadas sobre a microdeformação ao redor de implantes de hexágono externo em posicionamento compensado (offset)

Influence of plastic and machined copings on the micro strain around external hexagon implants inserted in offset placement

Renato Sussumu NISHIOKA

Professor Adjunto de Prótese Parcial Fixa – Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP – Univ Estadual Paulista – São José dos Campos – Brasil.

Vivan Mayumi Miyazaki SANTOS

Mestranda - Programa de Odontologia Restauradora – Especialidade Prótese – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP – Univ Estadual Paulista – São José dos Campos – Brasil.

Gabriela Nogueira de Melo NISHIOKA

Aluna de graduação – Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP – Univ Estadual Paulista – Araraquara – Brasil

Ivan BALDUCCI

Professor Assistente - Departamento de Odontologia Social e Clínica Infantil - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP – Univ Estadual Paulista – São José dos Campos – Brasil.

Oswaldo Daniel ANDREATTA FILHO

Professor Assistente Doutor de Prótese Parcial Fixa – Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP – Univ Estadual Paulista – São José dos Campos – Brasil.

RESUMO

Este estudo *in vitro* analisou, por meio da extensometria, as microdeformações que ocorreram ao redor de implantes de hexágono externo inseridos no posicionamento compensado (offset) ao variar o tipo de coifa, plástica e usinada. No bloco de poliuretano três implantes de hexágono externo foram inseridos no posicionamento compensado equidistantes entre si a 3mm e o implante central com deslocamento de 2mm do plano de fixação central. Pilares protéticos Microunit foram conectados aos implantes com torque de 20Ncm. Coifas plásticas (n=5) e usinadas (n=5) receberam enceramentos padronizados e foram fundidos em monobloco em liga de cobalto-cromo. Foram colados quatro extensômetros tangenciando os implantes, sendo um para cada implante lateral e dois para o implante central. As estruturas metálicas foram fixadas aos pilares protéticos com parafusos de retenção com torque de 10Ncm, quando foram registradas as microdeformações ($\mu\epsilon$) em cada extensômetro. Os valores médios obtidos dos extensômetros para as coifas plásticas foram de $591,01\mu\epsilon \pm 148,08$ e para as usinadas de $409,04\mu\epsilon \pm 65,83$. Estes foram avaliados pelo teste t-Student, que demonstrou não haver diferença estatística significativa ao variar o tipo de coifa ($p=0,054$). Concluiu-se que, para implantes de hexágono externo no posicionamento compensado, o tipo de coifa não influenciou na quantidade de microdeformação gerada após o aperto dos parafusos de retenção da prótese.

UNITERMOS:

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

INTRODUÇÃO

A distribuição de várias fixações na região anterior caracteriza-se por configurar a formação de um plano ou polígono imaginário que teoricamente distribuiria as tensões com maior equilíbrio [1,2,3]. Por outro lado, na região posterior basicamente existe um alinhamento irregular no posicionamento das fixações que pode diminuir as tensões geradas [3,4]. Porém, existem estudos que relatam sobre este posicionamento podendo gerar um aumento nas tensões no osso ao redor do implante [5,6]. Esta situação é mais complexa devido à disposição geométrica das fixações estar associada a um determinado grau de potência de fechamento mandibular, onde as fixações ou dentes posteriores localizados nesta região recebem uma potência de carga mais elevada se comparados a dentes ou fixações localizados na região anterior por ocasião da proximidade dos músculos temporal e masseter[5].

Alguns questionamentos são direcionados para explicar tratamentos que hipoteticamente foram realizados corretamente em âmbito cirúrgico e que fracassaram, principalmente para as reabilitações parciais realizadas na região posterior. Resgatam-se mais uma vez na situação biomecânica singular desta região explicações para estes exemplos esporádicos[7].

Estudos demonstram que perdas de implantes e problemas mecânicos ocorrem numa frequência maior em próteses unitárias em comparação às próteses realizadas sobre dois implantes[8,9]. Estas, por sua vez, apresentam uma resposta comparativamente pior em relação às próteses realizadas sobre três implantes[10]. Por isso, devemos considerar que as próteses localizadas na região posterior fraturam com maior frequência quando estão suportadas por um ou por dois implantes, pois o ponto de fulcro no implante é diretamente proporcional à distância do contato oclusal à superfície do osso de suporte [2].

Embora o número de implantes seja importante na definição dos resultados, outros fatores como o alinhamento ou desalinhamento dos mesmos também podem gerar situações mecânicas diversas. Na utilização de três fixações com igual número de elementos protéticos submetidos a cargas oclusais de mesma localização e intensidade, porém sob diferentes configurações de posicionamento dos implantes, a resultante das tensões a serem transmitidas para as fixações e para o osso peri-implantar tende a agir diferentemente. Se os implantes forem instalados em linha reta, a prótese estará sob influência negativa de flexão, principalmente quando submetida às cargas

laterais [2]. Por outro lado, a influência do momento de flexão sobre três implantes pode ser reduzida de 20% a 60% se o implante central for inserido numa posição denominada de configuração compensada (offset) de 2 a 3mm [2,3], isto é: o implante central está deslocado de 2 a 3mm do alinhamento central do plano dos implantes.

Também, a popularização nacional no emprego dos cilindros de plástico ligados diretamente ao custo em comparação com os cilindros usinados ou também denominados de pré-fabricados para a confecção das próteses sobre implante geram maiores tensões que podem provocar uma maior microdeformação ao redor dos implantes [11,12]. Desta forma, considerando condições de menor geração de tensões ao redor do osso alveolar, como número e posicionamento de implantes, este estudo *in vitro* se propôs a comparar a influência sobre as microdeformações ao redor dos implantes quando utilização de coifas plásticas e coifas usinadas em implantes de conexão protética hexágono externo num posicionamento compensado e utilizando fundições de três elementos em monobloco na liga de Co-Cr.

MATERIAL E MÉTODO

Um conjunto de matrizes em alumínio [13] 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 (Fig 1).

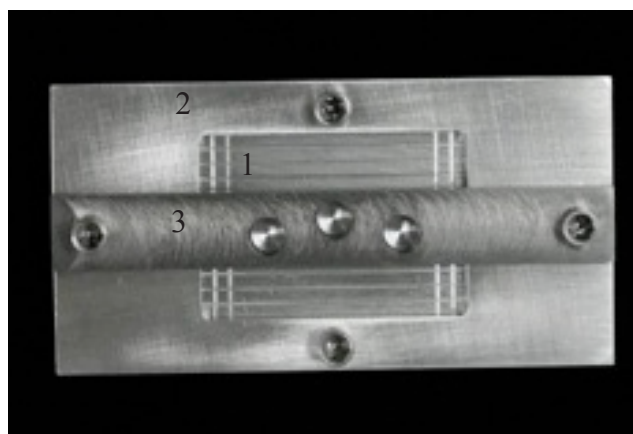


FIGURA 1 – posicionamento compensado, matriz: 1: base com 3 cilindros em posicionamento compensado na região central da matriz de 3.75 mm de diâmetro e 4mm de altura. 2: componente com abertura central nivelada com a altura dos cilindros. 3: barra retangular com 3 orifícios coincidentes com a localização dos cilindros. Parafusos laterais para manter os três componentes estabilizados. Verifica-se que o implante central está deslocado 2mm em relação aos laterais

No bloco de poliuretano foram instalados os implantes de hexágono externo com diâmetro de 3,75mm, com plataforma de assentamento de 4,1mm e 13mm de comprimento (AS Technology Titanium fix – São José dos Campos, Brasil), em posicionamento compensado onde o implante central foi deslocado 2mm dos implantes adjacentes. Sobre a plataforma de assentamento de cada grupo de fixações, foram posicionados 3 pilares protéticos Microunit (AS Technology Titanium fix – São José dos Campos, Brasil), padronizados com cinta metálica de 3mm e parafusado com torque de 20Ncm com o auxílio de um torquímetro mecânico (AS Technology Titanium fix – São José dos Campos, Brasil).

A amostra foi constituída de 10 enceramentos, distribuídos de forma 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, quando fixado pelos parafusos verticais determinou um compartimento retangular e que permitiu reproduzir sistematicamente o enceramento de todos os corpos-de-prova, principalmente quanto à 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 (Fig2).



FIGURA 2 – as três coifas adaptadas no enceramento, evidenciando o posicionamento compensado

Os padrões de cera (Ceras Babinete, DCL Campinense Ltda, São Paulo - Brasil) foram obtidos utilizando o componente 1 e 2.

Cada padrão de cera foi incluído em um anel de silicone (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo –

Brasil) com uma base formadora de cadinho (Waxit – Degussa, São Paulo – Brasil) e o revestimento utilizado para a inclusão foi o do tipo fosfatado (Bellavest SH Bego, Bremen - Alemanha).

Para as fundições, foi utilizada a liga de CoCr (Wirobond SG, Bego, Bremen – Alemanha), e a fundição foi realizada numa centrífuga convencional (EDG – Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, São Paulo – Brasil) com gás acetileno e ar. Após o resfriamento das fundições foi realizado um jateamento com óxido de alumínio com partículas de 110µm para a remoção do restante do revestimento. Tais estruturas foram confeccionadas como um monobloco, sem que houvesse a realização de qualquer tipo de solda.

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 e uma nova confecção sem que houvesse qualquer tipo de instabilidade em sua adaptação sobre os implantes. Cada estrutura metálica foi enumerada e codificada com o grupo correspondente.

Quatro extensômetros foram posicionados tangenciando os pilares protéticos, sendo SG1 posicionado mesialmente ao implante A, SG2 e SG3 posicionados mesial e distalmente ao implante B e SG4 posicionado distalmente ao implante C. Para a colagem individual utilizou-se uma quantidade reduzida de adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil) (Fig 3). Com o auxílio de um torquímetro manual (AS Technology Titanium fix, São José dos Campos –Brasil) realizou-se o aperto dos parafusos nas estruturas metálicas com 10Ncm, sempre partindo da esquerda para a direita.

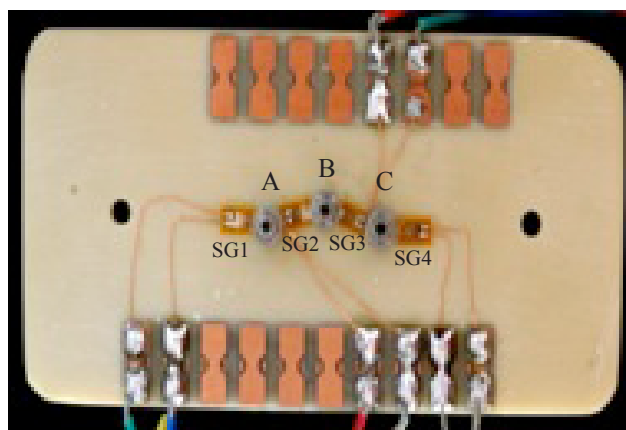


FIGURA 3 –Bloco de poliuretano. Posicionamento compensado dos pilares microunit nos implantes (A, B e C). Extensômetros (SG1, SG2, SG3 E SG4) tangenciando os implantes com as respectivas conexões elétricas nas terminações elétricas

Através do programa Strain-Smart foram realizadas interpretações, modificações e processamento dos sinais. O aparelho Model 5100 Scanner – System 5000B (Instruments Division Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina - USA) é o sistema integrado que engloba um conversor analógico-digital, que por sua vez condicionou os sinais, o controlador de conversor e a ligação com o computador.

Foram obtidos 200 registros das microdeformações, os quais se referiram às cinco fundições para cada tipo de coifa (plástica e usinada) 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, 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. Os tipos de coifa (plástica e usinada) foram os fatores utilizados na análise estatística deste estudo.

RESULTADOS

Os dados obtidos em microdeformação por meio da extensometria foram utilizados na análise estatística para comparar a magnitude de microdeformação mensurada com cada tipo de coifa.

A média dos valores de microdeformação obtidos dos extensômetros para cada corpo-de-prova de coifas plásticas e usinadas foi demonstrado respectivamente nas tabelas 1 e 2.

TABELA 1 - MÉDIAS, DESVIO PADRÃO E COEFICIENTE DE VARIAÇÃO OBTIDOS DE CADA CORPO-DE-PROVA PARA COIFAS PLÁSTICAS

Corpo de prova	N*	Média de microdeformação	Desvio Padrão	Coefficiente de variação
1	5	443,7	±31,8	7,18
2	5	497,5	±62,4	12,54
3	5	512,3	±46,3	9,05
4	5	747,7	±26,7	3,57
5	5	753,83	±19,08	2,53

*número de carregamentos

TABELA 2 – MÉDIAS, DESVIO PADRÃO E COEFICIENTE DE VARIAÇÃO OBTIDOS DE CADA CORPO-DE-PROVA PARA COIFAS USINADAS

Corpo de prova	N*	Média de microdeformação	Desvio Padrão	Coefficiente de variação
1	5	358,3	±48,7	13,60
2	5	342,8	±27,8	8,12
3	5	397,4	±52,7	13,26
4	5	504,67	±18,57	3,68
5	5	442,06	±18,84	4,26

*número de carregamentos

As médias dos valores de microdeformação obtidos para cada tipo de coifa foram representadas na tabela 3 e fig. 4. Os dados obtidos foram avaliados estatisticamente pelo teste t-Student com nível de significância de 5%. Constatou-se que não houve diferença estatística significativa ($p=0,054$) entre as microdeformações ocorridas ao redor dos implantes, variando o tipo de coifa durante o aperto dos parafusos de retenção da prótese implanto-suportada.

TABELA 3 – MÉDIAS E DESVIO PADRÃO OBTIDOS

Tipo de Coifa	N*	Média de microdeformação obtidas	Desvio Padrão
Plásticas	5	591,01	±148,08
Usinadas	5	409,04	±65,83

*número de corpos prova

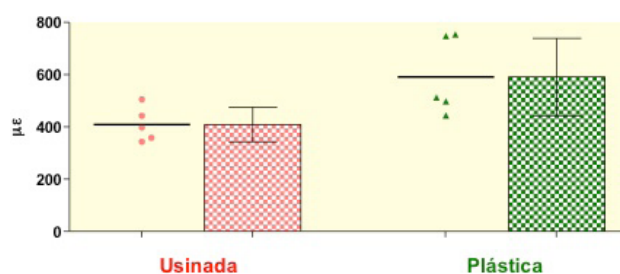


FIGURA 4 - Gráfico de pontos (dot plot) ao redor do valor médio e correspondente gráfico de colunas (média ±desvio padrão) dos valores médios obtidos em quatro extensômetros nos dois tipos de coifas

DISCUSSÃO

A eleição para o delineamento deste trabalho, que simulou a estrutura metálica de uma prótese de três elementos suportada por três fixações, fundamentou-se no princípio que estas geram tensões mais baixas quando comparadas a situações com a opção protética

alicerçada sobre apenas duas fixações, o que foi demonstrado por estudos de análise de elementos finitos [14,15]. Nestes estudos, verificou-se que em média a deformação aumenta quando se diminui o número de fixações para uma mesma situação. Além disso, outros estudos recomendam um mínimo de três fixações desalinhadas na região posterior para se obter uma resposta mais favorável em relação às forças laterais, reduzindo-se o momento de flexão de 20% a 60 % [2,3].

A realização da fundição em monobloco foi selecionada pela eliminação de algumas variáveis que influenciariam na análise dos resultados, tais como: o material e as técnicas de moldagem de transferência, 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 [16,17] de que a fabricação de estruturas mais consistentes em monobloco evitarão um elevado risco de distorção se compararmos a estruturas que foram cortadas e posteriormente soldadas.

Após o aperto com 10Ncm do parafuso de retenção das supra-estruturas, a média das microdeformações registradas ao redor dos implantes foi de 591,01µε para as coifas plásticas e ligeiramente inferior, 409,04µε, para as coifas usinadas. Apesar desta pequena diferença absoluta dos valores médios registrados, não se pode afirmar que houve qualquer susceptibilidade referente aos diferentes tipos de coifa na fundição dos monoblocos das supra-estruturas. Comprovou-se pelo teste 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. Assim, a ausência de diferença estatística significativa também corrobora com os resultados obtidos por Karl et al. [18,19], que realizaram um estudo utilizando o mesmo número de fixações, embora a prótese tenha sido construída com cinco elementos. Da mesma forma, Heckmann et al. [20] constataram não existir diferença entre estes dois tipos de coifas. Isto pode ser explicado em parte pelo fato de procedimentos convencionais de laboratório com as mais diversas possibilidades de utilização de coifas parafusadas serem incapazes de produzir estruturas metálicas com adaptação passiva [19,20,21,22].

A partir da análise dos registros das microdeformações obtidas por este estudo foi possível constatar que houve uma pequena variabilidade de resultados, apesar de não ter ocorrido uma diferença estatística significativa. Independente da opção de coifa

empregada, todas possuíam o mesmo comprimento e mesmo diâmetro, e estavam associadas a um padrão de enceramento que era obtido pela matriz [13], o que proporcionava as mesmas dimensões para o corpo de prova, objetivando minimizar as variáveis de enceramento. A variação encontrada entre as médias de microdeformação dos corpos de prova, conforme demonstrado na tabela 3, pode ser esclarecida pela susceptibilidade dos outros procedimentos laboratoriais, proporcionando a alteração da adaptação entre os corpos de prova, que foi imperceptível a olho nu, já que neste trabalho não houve a preocupação em se analisar as discrepâncias de adaptação.

O posicionamento compensado pode ter influenciado para uma melhor distribuição das forças no osso ao redor dos implantes. Rangert et al., e Rangert et al., [2,3] verificaram que o posicionamento compensado reduz a flexão de uma prótese de três elementos. Porém, Nishioka et al. verificaram que o posicionamento compensado não difere muito do linear comparando diferentes tipos de implantes. Nishioka et al. [13], ao estudar a configuração compensada comparando com a linear em dois tipos de implantes (hexágono interno e externo) em coifas usinadas não verificou diferença estatística quanto ao posicionamento dos implantes. No entanto, os autores consideram que a largura do rebordo edêntulo pode gerar limitações quanto ao posicionamento compensado nos implantes devido à reabsorção óssea, de tal forma, que seja muito difícil o posicionamento os implantes de uma forma com um maior posicionamento compensado que possa gerar uma redução do estresse gerado ao redor do osso. Assim, o posicionamento compensado dos implantes não pode ser absoluto para a redução do estresse gerado no osso peri-implantar. Nishioka et al. [23] ao avaliarem três tipos de implantes (hexágono externo, interno e cone Morse) comparando o posicionamento compensado do linear em coifas usinadas, também não obtiveram diferenças para ambos os posicionamentos. Os autores sugerem que as diferenças observadas não foram suficientemente elevadas para causar uma diferença significativa gerando respostas biológicas. Quanto ao tipo de coifa, Nishioka et al. [24,25], compararam coifas plásticas e usinadas só que em implantes com o posicionamento linear, e da mesma forma como neste trabalho, não observaram diferenças entre os tipos de coifa. Existirem estudos comparando o posicionamento dos implantes ou o tipo de coifas, mas para avaliarmos se realmente existe influência do tipo de posicionamento com relação à variação das coifas ainda é necessário um estudo comparando os

dois tipos de posicionamento em coifas plásticas e usinadas.

CONCLUSÃO

Conforme os resultados obtidos, o tipo de coifa (usinada e plástica) utilizada sobre o implante hexágono externo num posicionamento compensado não apresentou diferença estatística na microdeformação quando da aplicação de carga axial.

ABSTRACT

The objective of this *in vitro* study was to quantify the micro strain development around external hexagon implants, varying the type of prosthetic coping. Three implants of external hexagon were inserted in offset placement into one polyurethane block, equally separated in 3 mm from each other, and the central implant dislocated 2 mm from the central fixation plane. 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 one-piece Co-Cr alloy. Four Strain Gauges were bonded tangentially and adjacent to the implants, being one to each lateral implant and two to the central implant. The superstructure occlusal screws were tightened onto microunit abutments with 10 Ncm torque and the magnitude of micro strain was recorded. Mean values of micro strain obtained from strain gauges were $590.01 \mu\epsilon \pm 148.08$ for the plastic copings and $409.04 \mu\epsilon \pm 65.83$ for the machined copings. The data were analyzed statistically by t-Student test. No statistically significant difference was found between the prosthetic copings ($p=0.054$). It was concluded that for external hexagon implants in offset placement, the type of coping did not influence the amount of generated micro strain after prosthetic screws were tightened.

UNITERMS:

Strain gauge; implant-supported dental prosthesis; prosthetic copings; biomechanic.

REFERÊNCIAS

- 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.
- Rangert B, Krogh P, Langer B, Roekel NV. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 326-334.
- Rangert B, Sullivan R, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 360-370.
- Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant Prosthodontics: current perspective future directions. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 2000; 15(1):66-75.
- Weinberg LA, Kruger B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *Int J Periodontics Restor Dent*. 1996 Jun;16(3):252-65.
- 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.
- Bahat O. Bränemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 646-653.
- Carr AB. Effects of fabrication, finishing and polishing procedures on preload in protheses using conventional "gold" and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 11: 589-598.
- Carr A B, Gerard D A, Larsen P E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting protheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996; 76:500-509.
- Huang H-L, Lin C-L, Ko, C-C, Chang C-H, Hsu J-T, Huang J S. Stress analysis of implant-supported partial protheses in anisotropic mandibular bone: in line versus offset placement of implants. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 501-508.
- Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implantsuperstructures. *Implant Dent* 2005 Jun;14(2):157-65.
- Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in protheses using conventional "gold" and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;1(5):589-98.
- 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*; 18:512-520, 2009.
- Ducky J, VanOosterwyck H, Sloten J V, Cooman M, Puers R, Naert, I. Pre- load on oral implants after screw tightening fixed full protheses: an in vivo study. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 226-233.
- Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a threedimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13(1):82-90.
- Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving

- implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Int J Oral Maxillofac Implants 1996; 11: 151-158.
17. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. Int J Maxillofac Implants 1996; 11: 620-625.
 18. 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.
 19. Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor T, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. J Prosthodont. 2008;17(1):3-8.
 20. 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: 466-473.
 21. 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: 239-246.
 22. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. 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; 345-350.
 23. 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 Dentistry 2011; 22(2):24-32.
 24. Nishioka RS, Nishioka LNBM, 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; 18(3):225-30.
 25. Vasconcellos LGO, Nishioka RS, Vasconcellos LMR, Nishioka LNBM. Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. J Appl Oral Sci 2011; 19(6):610-5.

Recebido: 26/07/2010

Aceito: 06/07/2012

Correspondência:

Renato Sussumu Nishioka

Av. Eng. Francisco José Longo, 777 - Jardim São Dimas

São José dos Campos, SP – Brasil

CEP: 12245-000.