



Curso de Mestrado em Ciências Odontológicas

GILBERTO NUNES PEREIRA

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES CONDIÇÕES PROTÉTICAS EM
IMPLANTES DENTÁRIOS NO PROTOCOLO COM PLATFORM-SWITCHING.
ANÁLISE 3D EM ELEMENTOS FINITOS**

BARRETOS

2012



Curso de Mestrado em Ciências Odontológicas

GILBERTO NUNES PEREIRA

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES CONDIÇÕES PROTÉTICAS EM
IMPLANTES DENTÁRIOS NO PROTOCOLO COM PLATFORM-
SWITCHING. ANÁLISE 3D EM ELEMENTOS FINITOS**

Estudo apresentado ao Curso de Mestrado em Ciências Odontológicas do Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos, como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre em Implantodontia.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Emília Farias Pontes

Co-orientador: Prof. Dr. Roberto Sales e Pessoa

BARRETOS

2012

Agradecimento

*A Deus acima de todas as coisas,
Por Ele estar presente desde o início deste projeto,
Por me dar a força necessária nos momentos de dificuldades.*

A todas as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Aos funcionários da escola “INPES”, especialmente ao Dr. Ravel.

Aos meus familiares, em especial meus pais (Maria Ângela e Gilberto Otávio), e também aos amigos: Dr. Edson Jr., Dr. Thiago, Dr. Odilon, e em especial ao Dr. Rogério Margonar, que esteve presente no início deste trabalho. Pessoa dedicada, exemplo de profissional e professor.

Ao Dr. Sérgio Ricardo, que não está presente entre nós, mas que continua vivo em minha memória. Muito obrigado Doutor.

À minha orientadora, Professora Dra. Ana Emília Farias Pontes, por todo seu conhecimento, atenção e dedicação ao curso de Mestrado desta escola. Aos professores e funcionários desta instituição.

Em especial, ao meu grande amigo e co-orientador neste trabalho, Professor Dr. Roberto Sales e Pessoa. Pessoa responsável por abrir as portas deste Mestrado. Orgulhosamente meu “padrinho” na Odontologia.

Muito Obrigado!!!

Sumário

RESUMO	4
Palavras-chave.....	4
Keywords.....	5
INTRODUÇÃO.....	6
MATERIAIS E MÉTODO.....	9
RESULTADOS	13
DISCUSSÃO.....	19
CONCLUSÕES.....	22
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	23

RESUMO

Pereira GN. Influência de diferentes condições protéticas em implantes dentários no protocolo com platform-switching. Análise 3D em elementos finitos. [Dissertação de Mestrado]. Barretos: Curso de Mestrado em Ciências Odontológicas do UNIFEB; 2012.

O objetivo deste estudo foi avaliar a deformação óssea perimplantar e a tensão do parafuso passante em implantes com ou sem “platform switching” (PS), com diferentes conexões protéticas e tamanhos de desadaptação componente-implante, em áreas estética.

Para isto, foram desenvolvidos modelos 3D em elementos finitos de: alvéolo de extração de um incisivo central superior, de implantes cônicos (13x4,5mm) com hexágono externo (Grupo HE) e interno (Grupo HI), e de componentes protéticos com plataforma de 4,5 mm (configuração convencional, denominado subgrupo CC), 4,0mm (subgrupo PS0,5) e 3,5mm (subgrupo PS1). Os componentes foram submetidos a forças de 50N, 100N e 200N. Um total de 18 modelos foram preparados. A análise e o pós-processamento foram realizados usando um programa de elementos finitos. Dados referentes às deformações equivalentes (do osso marginal), tensões equivalentes (no parafuso passante), e a desadaptação componente-implante foram calculados.

A configuração em PS foi capaz de diminuir a concentração de deformações no osso marginal em ambos os grupos HE e HI. No grupo HE, a tensão do parafuso passante e a desadaptação componente-implante sofreram mais influência do diâmetro do componente protético, tendo os valores aumentados à medida que o diâmetro diminuiu.

Dentro das limitações da presente análise, pode-se concluir que uma melhor distribuição de deformações no osso marginal perimplantar foi encontradas em implantes com PS. Por outro lado, uma maior concentração de tensões no parafuso da prótese pode ser esperada para esta configuração, principalmente nos implantes com HE.

Palavras-chave

Análise de elemento finito, crista alveolar, implantes dentários, prótese dentária.

Keywords

Alveolar process, dental implantation, dental prosthesis, finite element analysis.

INTRODUÇÃO

À medida que a osseointegração dos implantes dentais é mais frequentemente alcançada, uma ênfase maior tem sido dada à busca por resultados estéticos mais favoráveis (Chang et al. 1999, El Askary 2001). Para se obter uma prótese implantossuportada em harmonia e simetria com a forma da coroa do dente natural adjacente, assim como com o dente contralateral, a manutenção da altura da margem da mucosa perimplantar na vestibular e na área de papila interdental é essencial. Por outro lado, o nível do osso de suporte constitui a base para os tecidos moles supracrestais. Consequentemente, perdas ósseas perimplantares podem influenciar negativamente a topografia dos tecidos moles, levando à recessão ou ausência de papila (Bengazi et al. 1996, Tarnow et al. 2000). Desta forma, a remodelação óssea cervical após a exposição do implante na cavidade bucal tem recebido crescente atenção.

Muitos estudos têm sido realizados para explicar as mudanças na altura do osso da crista. Alguns autores têm justificado a perda óssea, à formação da distância biológica ao redor dos implantes (Berglundh & Lindhe 1996). Outros autores têm demonstrado que a desadaptação de implantes de 2 estágios (desadaptação componente-implante) está associada à contaminação bacteriana que determina a formação de um infiltrado crônico inflamatório e, consequentemente, de uma reabsorção óssea perimplantar cervical (Hermann et al. 1997, 2000, 2001). Além disso, aspectos biomecânicos da reabsorção óssea marginal tem sido investigados (Oh et al. 2002, Tawil 2008, Duyck et al. 2001, Schwarz et al. 2008, Zechner et al. 2004). Duyck e colaboradores (2001), em um experimento em tíbias de coelho, provaram que a concentração de tensões e deformações, causadas por um carregamento dinâmico, são capazes de induzir perda óssea cervical em implantes com a osseointegração estabelecida, sem a presença de biofilme bucal. Neste sentido, as características do desenho do implante no módulo da crista são reconhecidas por influenciar a remodelação óssea perimplantar (Shin et al. 2006, Palmer et al. 2000).

Considerando a importância da preservação da altura da crista óssea para o resultado estético final do tratamento por implantes, o uso de um componente protético de diâmetro menor que o da plataforma do implante foi introduzido na prática clínica, como forma de reduzir ou eliminar a perda óssea perimplantar (Gardner 2005, Lazzara & Porter 2006). A hipótese de Lazzara & Porter (2006), como plausibilidade biológica para o chamado conceito do “platform switching”, é que um reposicionamento horizontal da borda do componente para mais distante do osso marginal poderia expor mais superfície de implante ao qual o tecido conjuntivo poderia aderir e aumentar a distância entre a junção implante-componente protético (JIC) e a crista óssea, levando as células do infiltrado inflamatório para uma posição mais distante do osso, o que resultaria em uma diminuição da reabsorção óssea. Os autores observaram que muitos implantes restaurados com a técnica do platform switching exibiram redução ou mesmo nenhuma perda óssea marginal. Também Cappiello e colaboradores (2008), em um estudo prospectivo, mostraram uma perda óssea significativamente menor para implantes com platform switching de um milímetro de desadaptação lateral (média $0,95 \pm 0,32$ mm), quando comparados com implantes restaurados com componentes protéticos do mesmo diâmetro que o implante (média $1,67 \pm 0,37$ mm), 12 meses após a carga funcional. Como consequência, o platform switching tem sido indicado como uma forma de tratamento que proporciona a manutenção dos tecidos perimplantares moles e duros, não apenas para os implantes osseointegrados, mas também para implantes imediato e com carga imediata (Cappiello et al. 2008, Canullo et al. 2007).

Além disso, uma motivação biomecânica para a utilização de um componente protético de menor diâmetro em implantes osseointegrados foi proposta por Maeda e colaboradores (2007). Os autores concluíram, a partir de uma análise em elementos finitos, que a configuração em platform switching leva à migração das concentrações de tensões para mais distante da borda, e longe do osso perimplantar marginal, desta forma reduzindo seu efeito na reabsorção óssea cervical. Também Pessoa et al. (2011) verificando o efeito do platform switching no ambiente biomecânico de implantes imediatos com carga imediata, por meio de modelos detalhado em elementos finitos, demonstraram uma discreta diminuição das deformações ósseas perimplantares quanto uma desadaptação de 0,5 mm foi utilizada em implantes osseointegrados, porém com uma tendência ao aumento das tensões no parafuso passante. Os autores sugeriram que investigações com diferentes tamanhos de

desadaptações, diferentes conexões protéticas, e situações clínicas diversas seriam ainda necessárias para avaliar o real comportamento do platform switching do ponto de vista biomecânico. Não foram encontrados estudos que avaliassem o platform switching nestas diferentes situações.

Desta forma, o objetivo do presente estudo foi avaliar a influência do platform switching com diferentes tamanhos de desadaptações e conexões protéticas nas deformações ósseas perimplantares e nas tensões do parafuso passante de implantes dentários em áreas estéticas.

MATERIAIS E MÉTODO

O modelo 3D sólido de rebordo cicatrizado na área de extração de um incisivo central superior foi reconstruído a partir dos tons de cinza de uma tomografia computadorizada, por meio de um programa de processamento de imagens (Mimics 9.11, Materialise, Haasrode, Bélgica). As imagens da tomografia foram adquiridas de uma peça anatômica, emprestada do departamento de Anatomia da Faculdade de Odontologia de Araraquara (UNESP, Brasil), utilizando um tomógrafo Picker UltraZ CT (Picker International Inc., Cleveland, Ohio, EUA). Os dados consistiam de cortes contíguos em relação ao eixo Z e tinha um tamanho de voxel de 0,391 x 0,391 x 1,000 mm.

O modelo sólido em CAD (do termo inglês “computer-aided design”) foi criado, representando implantes dentários cônicos (13 mm de comprimento e plataforma de 4,5 mm); componentes protéticos (10 mm de comprimento); e parafusos do componente protéticos fornecidos pelo fabricante (SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brasil).

Os modelos dos implantes foram designados para fazer parte dos seguintes grupos experimentais:

- Grupo HI, com implantes com sistema de conexão do tipo hexágono interno; e
- Grupo HE, com implantes com sistema de conexão do tipo hexágono externo.

Por sua vez, os componentes protéticos foram designados a fazer parte dos seguintes subgrupos, em função da extensão da desadaptação em relação à plataforma do implante:

- Subgrupo PS1, com componentes protéticos com 3,5 mm de diâmetro, caracterizando 1 mm de platform switching;
- Subgrupo PS0,5, com componentes protéticos com 4,0 mm de diâmetro, caracterizando 0,5 mm de platform switching;
- Subgrupo CC, com componentes protéticos com 4,5 mm de diâmetro, caracterizando uma configuração convencional.

As dimensões do implante foram selecionadas para serem compatíveis em tamanho com a área de implantação. Os componentes protéticos possuíam 10 mm de altura em relação à plataforma do implante. O modelo do implante foi importado ao programa Mimics (Materialise, Haasrode, Bélgica) e posicionado 1 mm apical à crista óssea alveolar, em uma posição central e direção palatal (Quirynen et al. 2007).

Após a colocação do implante no posicionamento correto, os componentes e parafusos foram alinhados ao implante. As roscas do parafuso foram editadas para que coincidisse perfeitamente às roscas internas do implante, com o objetivo de melhorar o contato nesta região. Não foram realizadas simplificações relativas à condição espiral das roscas. A perfuração de inserção do implante foi obtida por subtração com a ferramenta “Boolean subtraction”.

Ossos, implante, componente protético e parafuso foram malhados em separado no MSC.Patran 2005r2 (MSC.Software, Gouda, The Netherlands) (Figura 1). O tamanho dos menores elementos utilizados nas malhas tetraédricas resultantes era em torno de 50 μm . Os diferentes níveis de refinamento da malha foram utilizados para reconhecimento de detalhes dos desenhos (i.e., roscas). O número total de elementos e nós nos modelos eram em média 250.000 e 40.000, respectivamente.

Propriedades elásticas da malha do osso foram atribuídas baseadas nos valores dos tons de cinza das imagens da tomografia computadorizada (Jaecques et al. 2004). Por meio deste procedimento, elementos contidos nas trabéculas ósseas e medula podem ser discriminados. Os valores do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson para os materiais usados no presente estudo podem ser encontrados na tabela 1 (Geng et al. 2001).

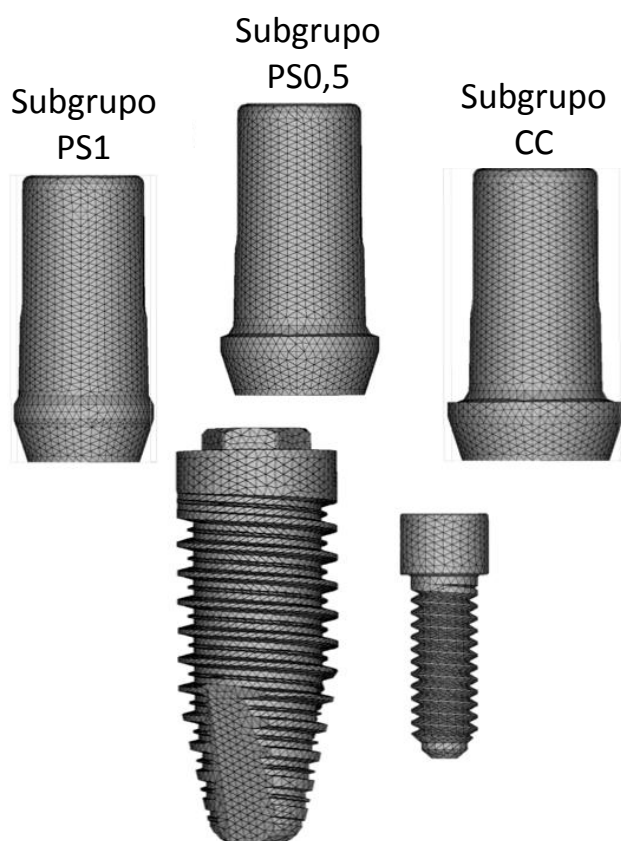


Figura 1 - Malha de elementos finitos do implante, parafuso e componentes protéticos. Neste caso, representando o grupo HE.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas do osso, implante e componentes.

<i>Propriedades</i>	<i>Materiais</i>		
	Titânio	Ossso Cortical	Ossso Medular
<i>Modulo de Elasticidade (E) – [MPa]</i>	110000	13700	1370
<i>Coefficiente de Poisson (ν) – [-]</i>	0,33	0,30	0,30

Elementos de contato não-linear (interface friccional de Coulomb) foram utilizados e um coeficiente μ de atrito de 0,5 foi admitido entre as regiões do implante, componente protético, e parafuso do componente protético em contato (Steinemann et al. 1993, Merz et al. 2000). A configuração de contato não-linear permite pequenos

deslocamentos entre os componentes do modelo, sem interpenetrações. Sob estas condições, as zonas de contato transferem compressão e forças tangenciais (i.e., fricção), mas não tração. Além disto, a reparação óssea alveolar foi modelada e a interface osso-implante foi simulada como colada.

Forças de 50N, 100N e 200N foram aplicadas no topo do componente, na região central, e em direção palato-bucal, com 45 graus de inclinação em relação ao eixo longitudinal do implante. Para chegar a estes valores, a compressão foi progressiva ao longo de 10 incrementos de carga. Os modelos tiveram seu deslocamento limitado em todas as direções nos nós das bordas mesial e distal do modelo do osso.

Um total de 18 modelos foram preparados. A análise e o pós-processamento foram realizados por meio do programa de elementos finitos MSC.MARC/Mentat 2005r3 (MSC.Software, Gouda, NL). Dados para as deformações equivalentes (do termo inglês “EQVStrain”), tensões equivalentes (do termo inglês “EQVStress”) no parafuso passante, e deslocamento implante-componente foram calculados e analisados descritivamente. Um modelo linear de análise de variância (ANOVA, ASA/STAT statistical software, versão 9.1, SAS Institute, Cary, NC, EUA) foi usado para interpretar os dados.

RESULTADOS

As configurações em platform switching (subgrupos PS1 e PS0,5) proporcionaram uma diminuição do pico de deformação equivalente do módulo da crista quando comparadas com o componente protético coincidente com a plataforma (subgrupo CC) (Fig. 2). Tal tendência foi mais evidente para os dois grupos (HE e HI), sendo a concentração de deformação maior no subgrupo CC, diminuindo à medida que a desadaptação do platform switching variou de 0,5 para 1,0 mm (Fig. 3). A análise estatística revelou que o diâmetro do componente protético, o tipo de conexão e a magnitude da carga significativamente influenciaram a deformação equivalente, porém, o parâmetro que mais a influenciou foi a magnitude da carga, sendo maior a deformação equivalente à medida que se intensifica a quantidade de força (Tabela 2).

A tensão no parafuso passante (Fig. 4) e deslocamento implante-componente protético (Fig. 5) no grupo HE foram maiores nas configurações com platform switching (subgrupos PS1 e PS0,5) que nos casos em que o diâmetro do componente coincidiu com a plataforma (subgrupo CC) (Fig. 6). Sendo que, quanto maior a desadaptação (PS1>PS2>CC), maior a tensão no parafuso e maior o deslocamento implante-componente. Comparado ao grupo HE, o grupo HI apresentou um aumento das tensões no parafuso passante significativamente menor, quando as configurações em platform switching foram utilizadas. A análise estatística revelou que a concentração de tensões equivalentes no parafuso passante foi maior no platform switching (subgrupos PS1 e PS0,5), principalmente para os implantes do grupo HE, quando comparada com a configuração convencional (subgrupo CC). E finalmente, embora o diâmetro do componente protético, o tipo de conexão e a magnitude da carga tenham significativamente influenciado as tensões equivalentes, o fator que mais contribuiu foi o tipo de conexão (Tabela 3).

A figura 7 mostra a concentração de tensões na borda do implante para as diferentes relações implante/componente protético (PS1, PS0,5 e CC). Pode-se notar que a concentração de tensões na borda do implante é menor para a configuração PS1,

seguida por PS0,5. A configuração CC apresentou a maior concentração de tensão na borda do implante.

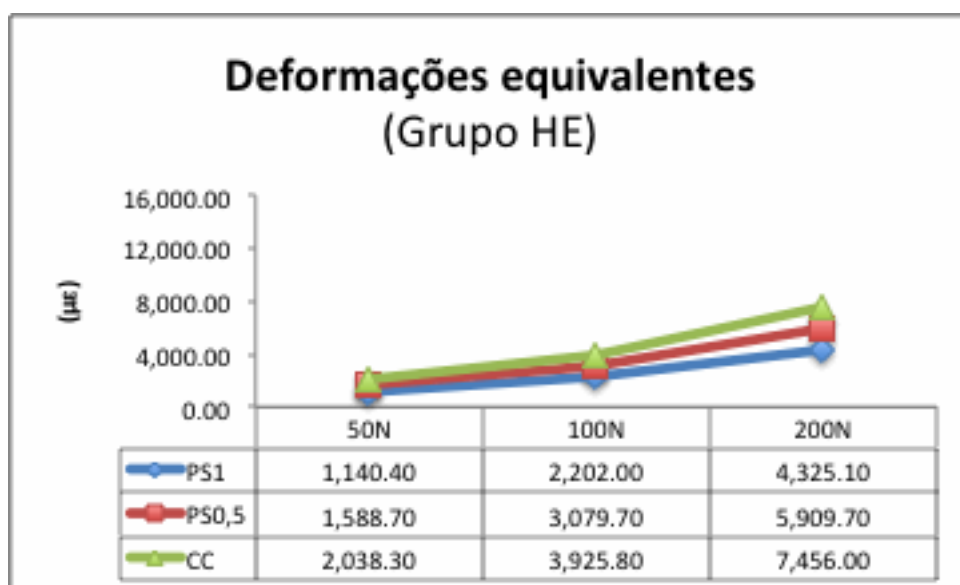
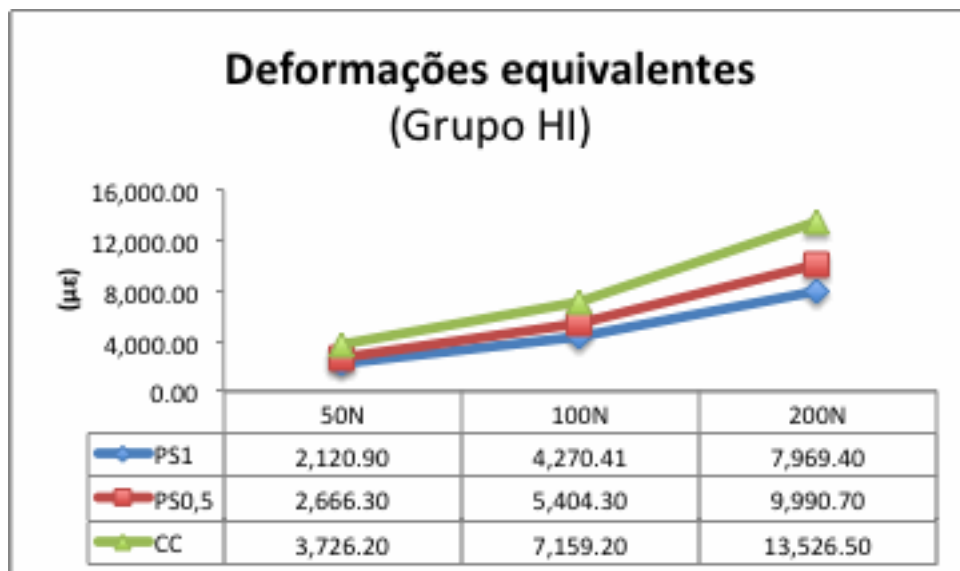


Figura 2 – Gráficos das Deformações Equivalentes ($\mu\epsilon$) nos grupos HI e HE.

Tabela 2 - Análise de Variância para o pico de deformações equivalentes no osso. GL: graus de liberdade; SQ: soma dos quadrados; MQ: média dos quadrados.

Parâmetro	GL	SQ	MS	Valor de "p"	Contribuição (%)
Diâmetro do Componente protético	2	36338526.1	18169263.0	<.0001	8.7634
Tipo de Conexão	1	48395512.3	48395512.3	<.0001	11.6711
Magnitude de carga	2	322570565.2	161285282.6	<.0001	77.7912

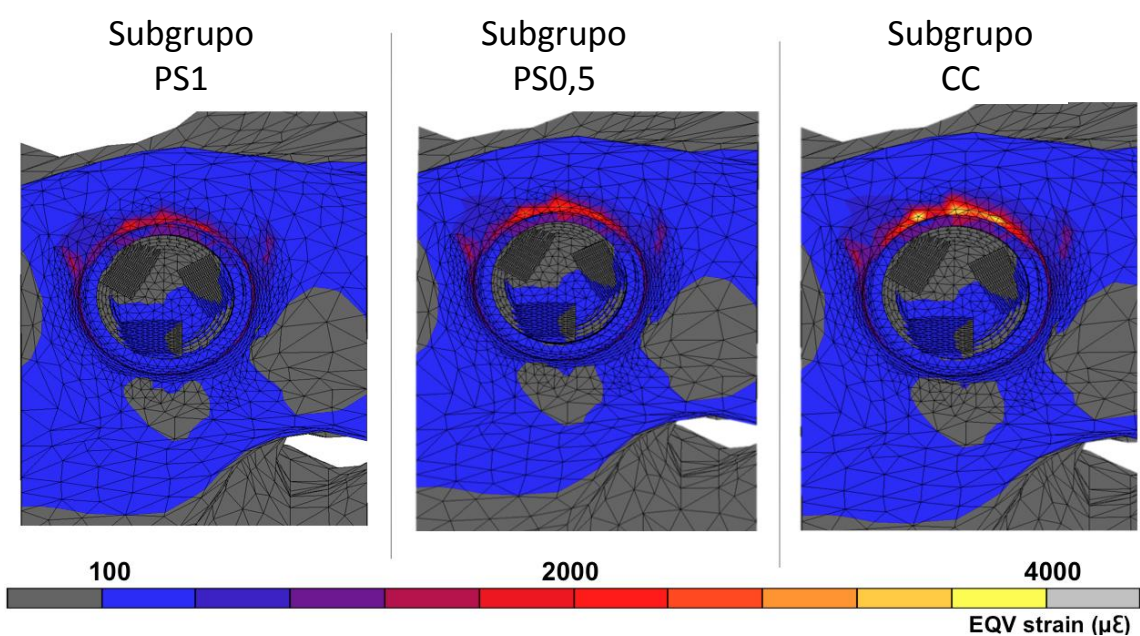


Figura 3 - Distribuição da deformação (EQVStrain) no osso. Notar a menor concentração de deformações para a configuração PS1.

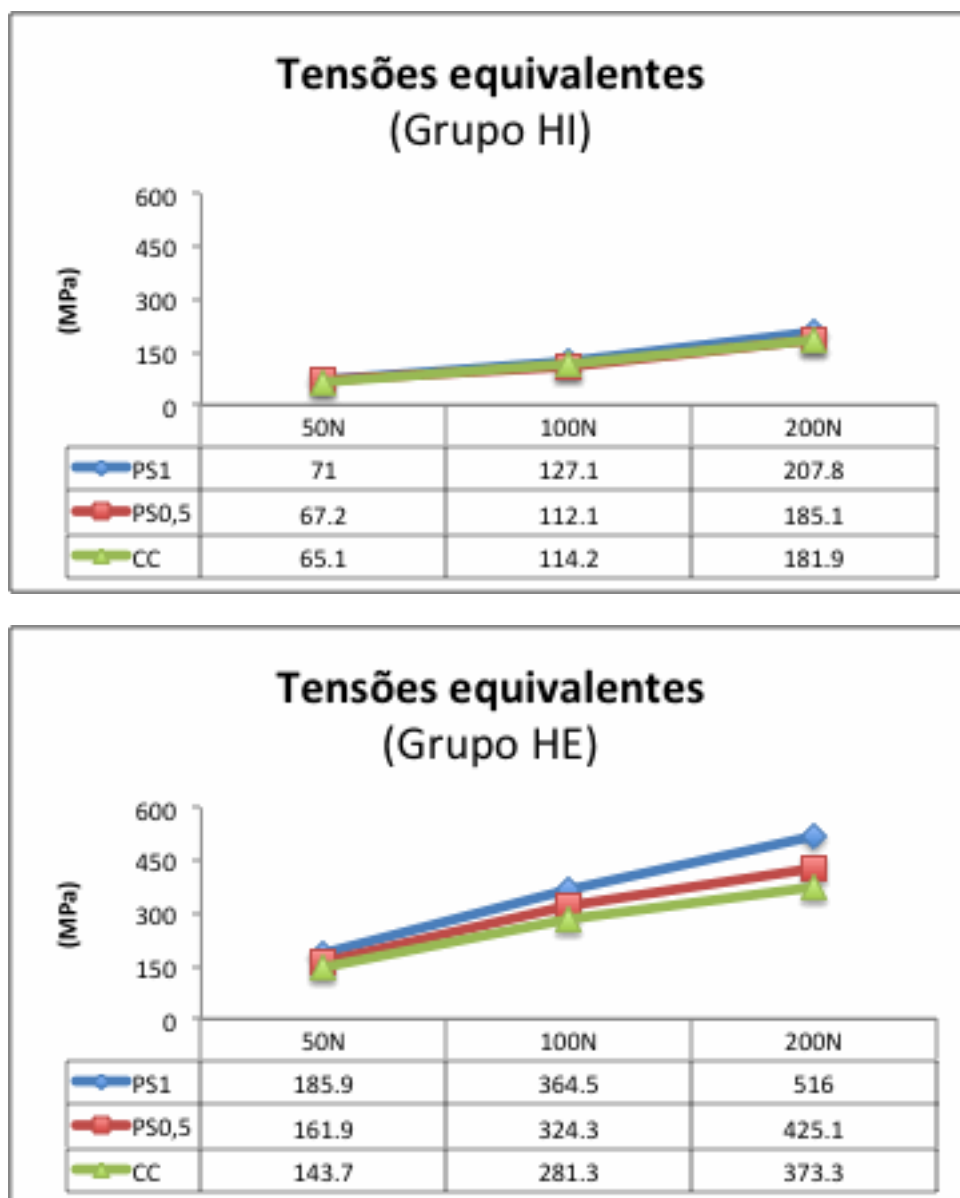


Figura 4 – Gráficos das Tensões Equivalentes (MPa) nos grupos HI e HE.

Tabela 3 - Análise de Variância para o pico de tensões equivalentes no osso. GL: graus de liberdade; SQ: soma dos quadrados; MQ: média dos quadrados.

Parâmetro	GL	SQ	MS	Valor de “p”	Contribuição (%)
Diâmetro do Componente protético	2	23938.3226	11969.1613	0.0018	2.9566
Tipo de Conexão	1	428767.0230	428767.0230	<.0001	52.9559
Magnitude de carga	2	355776.6515	177888.3257	<.0001	43.9411

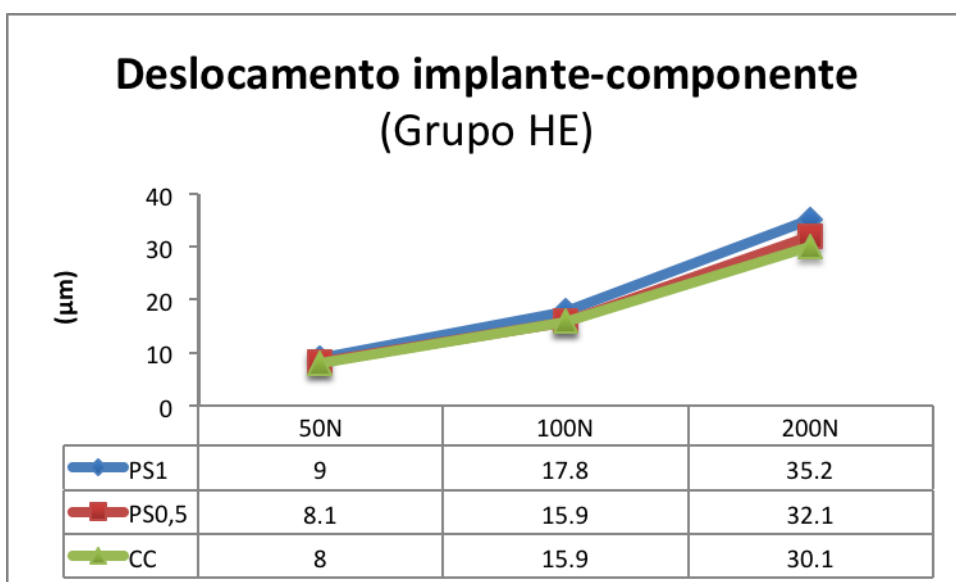
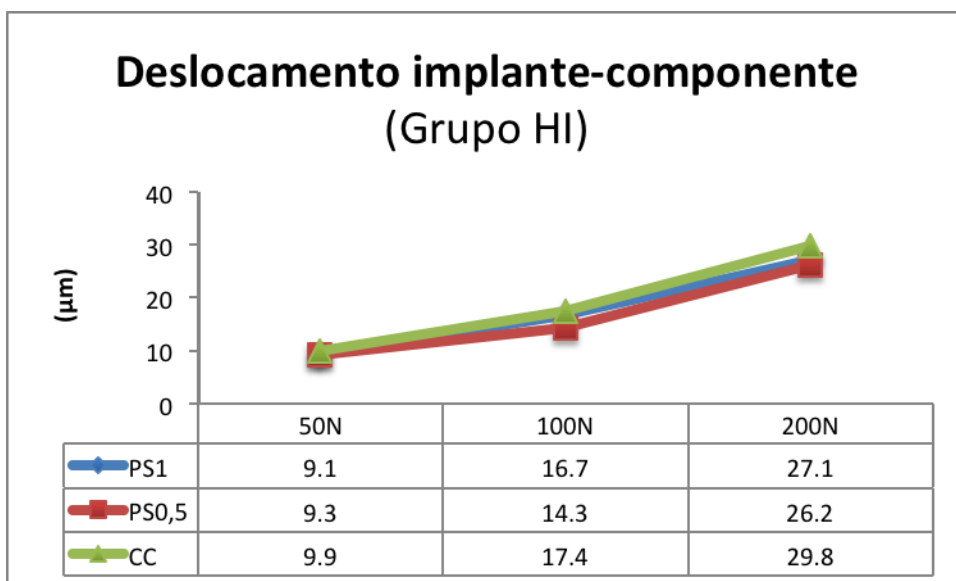


Figura 5 – Gráficos do deslocamento implante-componente nos grupos HI e HE.

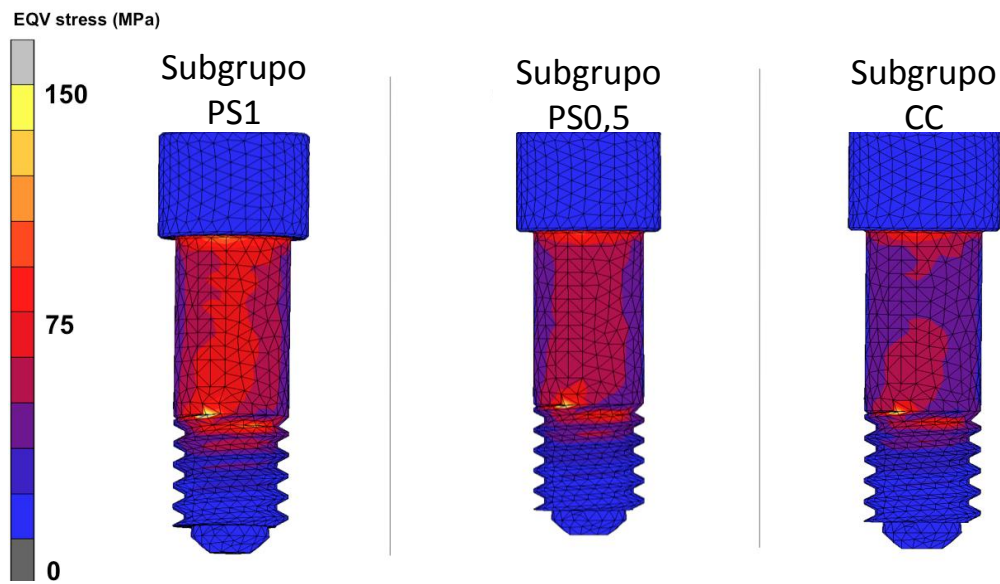


Figura 6 - Distribuição de tensões nos parafusos passantes do componente protético. Note a maior concentração de tensões nas configurações em platform switching (PS1 e PS0,5).

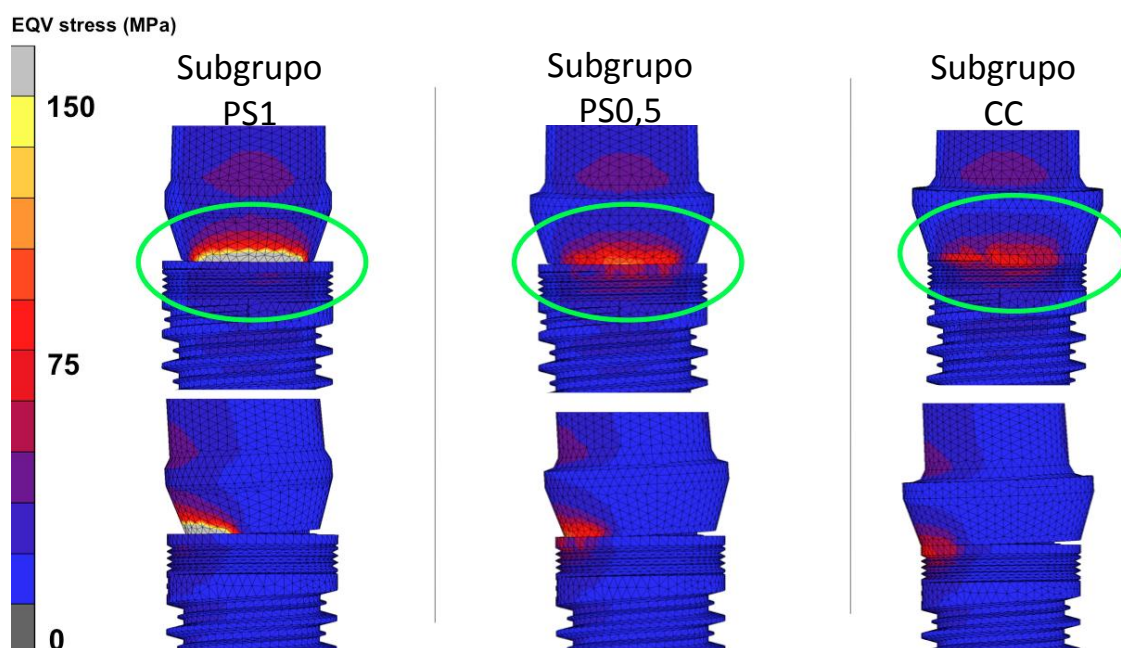


Figura 7 - Transmissão da tensão do componente protético para a superfície do implante para as diferentes relações de diâmetro implante/componente protético. O círculo evidencia a região de contato entre o componente protético e o implante.

DISCUSSÃO

O presente estudo focou nos efeitos biomecânicos de uma desadaptação horizontal entre o diâmetro da plataforma do implante e do componente protético, quando comumente denominada platform switching. Observou-se que a configuração em platform switching foi capaz de diminuir a concentração de deformações no osso marginal de implantes osseointegrados. Por outro lado, os níveis de tensão no parafuso passante da prótese aumentam à medida que o diâmetro do componente protético diminuiu.

O complexo desenho dos implantes e sua relação com os tecidos de suporte e a estrutura protética reabilitadora impedem o uso de fórmulas simples na análise dos efeitos de cargas externas e sua relação com as tensões internas, deformações e deslocamentos. Nestes tipos de análises, o método de elementos finitos tem proporcionado dados valiosos, a um custo operacional relativamente baixo e um tempo reduzido. Além disso, este método é capaz de fornecer informações desconhecidas dos estudos experimentais e clínicos e de proporcionar grande versatilidade na variação de situações: geometrias, propriedades mecânicas e forças aplicadas (Pessoa & Jaecques 2011, Almeida et al. 2012). O método de elementos finitos é uma técnica pela qual um protótipo físico pode ser estudado mediante a criação de um modelo matemático preciso. Este método faz uso de um computador para resolver um grande número de equações matemáticas, as quais simulam as propriedades físicas da estrutura a ser analisada. O método possui duas características essenciais: os elementos finitos e a função de interpolação. Os elementos finitos são subdivisões do modelo, pequenas o suficiente para tornar possível a abordagem analítica em cada um destes elementos e na combinação de seus efeitos. Estes são interconectados por pontos de união denominados pontos nodais ou nós. As funções de interpolação permitem, uma vez determinados os deslocamentos em cada nó, interpolar deslocamentos e calcular deformações e tensões em qualquer ponto da estrutura (Zienkiewicz & Taylor 2004).

O presente estudo evidenciou maiores concentrações de tensões na região de encaixe para o componente com 3,5 mm de diâmetro (PS1). Este aumento pode ser

explicado pela redução da área de superfície para a transmissão da força nos componentes protéticos mais estreitos da configuração em platform switching. Ao contrário, um componente protético mais largo resulta em uma maior área para a dispersão da carga e desta forma em menores concentrações de tensão. No mesmo sentido, Maeda e colaboradores (2006), em um estudo *in vitro*, encontraram maiores quantidades de deformações na cervical de implantes com conexões externas, quando comparados à conexões internas. Os autores argumentaram que estas diferenças podem ser explicadas pela diferença de área de superfície entre as conexões. Estes achados estão também de acordo com Huang e colaboradores (2007). Comparando diferentes desenhos de implantes por elementos finitos, estes autores demonstraram que a redução do diâmetro do implante aumenta as tensões no osso ao redor devido à redução das áreas de contato osso-implante.

Por outro lado, quando a discrepância entre o diâmetro do implante e do componente protético é maior, a tensão se propaga por uma maior distância, perdendo força, até que atinge o osso com menor intensidade. Sendo assim, nos casos de platform switching, magnitudes menores de tensão foram encontradas na superfície cervical externa dos implantes com os componentes protéticos de 4,0 mm (PS0,5) e 3,5 mm (PS1). Conseqüentemente, os valores e distribuição das deformações no osso foram menores para os implantes com platform switching, na presente análise de elementos finitos. Este resultado corrobora o resultado já apresentado por Maeda et al. (2007). Estes autores encontraram, a partir de uma análise de elementos finitos 3D de um modelo de implantes osseointegrado, uma energia de deformação maior no osso cortical para implantes com componente protético com diâmetro coincidentes com o diâmetro do implante.

O presente estudo encontrou uma maior concentração de tensões no parafuso passante das configurações em platform switching, principalmente na PS1. Da mesma forma, um maior deslocamento implante-componente foi observado para os subgrupos com platform switching, principalmente no grupo HE. Merz e colaboradores (2000) demonstraram que quando uma carga é aplicada em um componente protético no encaixe em hexágono externo, não há uma estabilização do componente protético pela geometria da conexão. O componente protético nestes casos são estabilizados apenas pelo parafuso passante da prótese (Pessoa et al. 2010, Merz et al. 2000). Desta forma, a carga lateral é resistida principalmente pelo parafuso. Apenas uma pequena quantidade

da força é absorvida pela conexão. O presente estudo demonstrou que, com a diminuição do diâmetro do componente protético, esta sobrecarga ao parafuso se intensifica. Esta sobrecarga pode levar ao afrouxamento da prótese e, em alguns casos, até mesmo à fratura do parafuso. Por outro lado, a conexão em hexágono interno apresentou valores de tensões no parafuso passante baixas independentemente da configuração do componente protético. No caso das conexões internas, a parede lateral do encaixe é responsável por absorver a maior parte das forças e proteger o parafuso passante da prótese (Pessoa et al. 2010).

O conceito do platform switching, como introduzido por Lazzara & Porter (2006) é baseado na hipótese de que um componente protético mais estreito pode aumentar a distância entre a crista óssea e a contaminação presente na interface implante-componente protético, desta forma reduzindo a reabsorção óssea. Entretanto, apesar dos efeitos dos aspectos biológicos (i.e., formação da distância biológica, contaminação bacteriana na JIC) não poderem ser ignorados, apenas estes fatores não são suficientes para explicar a remodelação da crista óssea perimplantar. Shin et al. (2006), comparando diferentes desenhos de módulo da crista, em um ensaio clínico randomizado, encontrou uma maior perda óssea ($1,32 \pm 0,27$ mm) para o grupo com platform switching e módulo da crista liso. A menor perda óssea ($0,18 \pm 0,16$ mm) foi encontrada para o grupo com componente protético do mesmo diâmetro do implante e com módulo da crista com tratamento de superfície e micro-roscas. Desta forma, o planejamento de um tratamento por implantes para atingir um resultado estético/funcional otimizado deve considerar todos os possíveis fatores que podem exercer influência na região do pescoço do implante, como a presença de roscas, tratamento de superfície, e o tipo de conexão protética (Hermann et al. 2000, Zechner et al. 2004, Shin et al. 2006, Pessoa et al. 2010).

CONCLUSÕES

Dentro das limitações da presente análise em elementos finitos, observou-se que uma menor deformação no osso marginal periimplantar em implantes com platform switching. Por outro lado, uma maior concentração de tensões no parafuso da prótese deve ser esperada para esta configuração, principalmente nos implantes com hexágono externo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Almeida EO, Freitas-Junior AC, Rocha EP, Pessoa RS, Gupta N, Tovar N, Coelho PG. Critical aspects for mechanical simulation in Dental Implantology. In: Moratal D (Org.). Finite Element Analysis, 1a. ed. New York: InTech - Open Access Publisher, 2012.
- Bengazi F, Wennstrom J, Lekholm U. Recession of the soft tissue margin at oral implants. A 2-year longitudinal prospective study. *Clin Oral Impl Res* 1996;7:303–310.
- Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa: Biological width revised. *J Clin Periodontol* 1996;23:971-973.
- Canullo L, Rasperini G. Preservation of Peri-implant Soft and Hard Tissues Using Platform Switching of Implants Placed in Immediate Extraction Sockets: A Proof-of-concept Study with 12- to 36-month Follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:995–1000.
- Cappiello M, Luongo R, Di Iorion D, Bugea C, Cochotto R, Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008;28:347-355.
- Chang M, Wennström JL, Ödman P, Andersson B. Implant supported single-tooth replacements compared to contralateral natural teeth. Crown and soft tissue dimensions. *Clin Oral Impl Res* 1999;10:185-194.
- Duyck J, Ronald HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:207-218.

- El Askary AS. Multifaceted aspects of implant esthetics: The anterior maxilla. *Implant Dent* 2001;10:182-191.
- Gardner DM. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. *NY State Dent J* 2005;71:34-37.
- Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.
- Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2000;71:1412-1424.
- Hermann JS, Cochran DS, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants: a radiographic evaluation unloaded submerged and nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997;68:1117-1130.
- Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK; Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A methodological study comparing linear radiographic versus histometric measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:475-85.
- Huang H-L, Chang C-H, Hsu J-T, Fallgatter MA, Ko C-C. Comparison of implant body designs and threads designs of dental implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:551-562.
- Jaecques SVN, Van Oosterwyck H, Muraru L, Van Cleynenbreugel T, De Smet E, Wevers M, Naert I, Vander Sloten J. Individualised, micro CT-based finite element modelling as a tool for biomechanical analysis related to tissue engineering of bone. *Biomaterials* 2004;25:1683-1696.
- Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: A new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:9-17.
- Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res* 2007;18:581-4.

- Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *J Oral Rehab* 2006;33:75–78.
- Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519–526.
- Oh TJ, Yoon JK, Mish CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: Myth or science? *J Periodontol* 2002;73:322-333.
- Palmer RM, Palmer PJ, Smith BJ. A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:179–182.
- Pessoa RS, Coelho PG, Muraru L, Marcantonio Jr E, Vaz LG, Vander Sloten J, Jaecques SVN. Influence of implant design on the biomechanical environment of immediately placed implants: computed tomography-based nonlinear three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011, Nov;26(6):1279-87.
- Pessoa RS, Jaecques SVN. Finite element analysis in dental implant Biomechanics. In: Cehreli M; Akca K. (Org.). *Biomechanics of dental implants: Handbook of Researchers*, 1a. ed. New York: Nova Science Publishers, 2011.
- Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010 Sep;12(3):219-34.
- Quirynen M, Van Assche N, Botticelli D, Berglundh T. How does the timing of implant placement to extraction affect outcome? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(Suppl):203-23.
- Schwarz F, Herten M, Bieling K, Becker J. Crestal bone changes at nonsubmerged implants (Camlog) with different machined collar lengths: a histomorphometric pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 Mar-Apr;23(2):335-42.

- Shin YK, Han CH, Heo SJ, Kim S, Chun HJ. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;20:789-794.
- Steinemann SG, Mäusli PA, Szmukler-Moncler S, Semlitzsch M, Pohler O, Hintermann HE, Perren SM. Betatitanium alloy for surgical implants. In: Froes FH, Caplan I. (1993). *Titanium '92. Science and Technology*. The Minerals, Metals & Materials Society, 2689–2696.
- Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol* 2000;71:546-549.
- Tawil G. Peri-implant bone loss caused by occlusal overload: repair of the peri-implant defect following correction of the traumatic occlusion. A case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:153-7.
- Zechner W, Trinkl N, Watzak G, Busenlechner D, Tepper G, Haas R, Watzek G. Radiologic follow-up of periimplant bone loss around machine-surfaced and rough-surfaced interforaminal implants in the mandible functionally loaded for 3 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:216–221.

Autorizo a reprodução deste trabalho.

(Direitos de publicação reservados ao autor)

Barretos, 03 de Agosto 2012.

Gilberto Nunes Pereira