UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

DANILO ZAPAROLLI

**AVALIAÇÃO FOTOELÁSTICA DE TENSÕES TRANSMITIDAS POR
PRÓTESES PROTOCOLOS COM BARRAS CONFECCIONADAS EM
DIFERENTES MATERIAIS E TÉCNICAS**

RIBEIRÃO PRETO

2014

DANILO ZAPAROLLI

**AVALIAÇÃO FOTOELÁSTICA DE TENSÕES TRANSMITIDAS POR
PRÓTESES PROTOCOLOS COM BARRAS CONFECCIONADAS EM
DIFERENTES MATERIAIS E TÉCNICAS**

**Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo para obtenção
do título de Mestre no Programa de
Reabilitação Oral.**

Área de concentração: Reabilitação Oral

**Orientadora: Prof. Dra. Maria da Glória
Chiarello de Mattos**

Ribeirão Preto

2014

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

FICHA CATALOGRÁFICA

Zaparolli, Danilo.

Avaliação fotoelástica de tensões transmitidas por próteses protocolos com barras confeccionadas em diferentes materiais e técnicas. Ribeirão Preto, 2014.

103p.: il.; 30 cm

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/ USP. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Mattos, Maria da Glória Chiarello de.

1. Implantes dentários. 2. Prótese sobre implante. 3. Ligas odontológicas.
4. Adaptação marginal. 5. Análise fotoelástica das tensões

ZAPAROLLI, D. Avaliação fotoelástica de tensões transmitidas por próteses protocolos com barras confeccionadas em diferentes materiais e técnicas. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre no Programa de Reabilitação Oral.

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, **Edvard Fernando Zaparolli** e **Luzimar Aparecida Fernandes Zaparolli**, pelo total apoio nas horas mais difíceis desta jornada chamada vida.

À minha avó, **Rosalina Pereira**, por sempre oferecer um lugar para descanso quando tudo mais dava errado e as pedras no caminho ficavam gigantes.

AGRADECIMENTOS

À Deus pelo dom da vida.

À minha namorada, Jacqueline Victoria Nunes Santoro, pela ajuda neste dois anos de alegrias, tristezas, angustia e frenesi, sem nunca deixar de estar ao meu lado, apoio sem o qual não estaria pronto este trabalho.

À Ana Paula Macedo e à Dra. Adriana Cláudia Lapria Faria Queirós, pela ajuda fundamental neste trabalho.

À Prof. Dra. Iara Augusta Orsi, por estar sempre disponível a me ajudar, tanto neste trabalho quanto em outros que há por vir.

Ao funcionário Julio César Souza da Matta, tanto pela ajuda quanto pelo companheirismo durante graduação e pós-graduação.

À todos da minha família, principalmente meus tios, que sempre me aconselharam durante toda minha vida, e que são parte fundamental do caráter que construí.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de estudos a mim concedida durante os anos de curso de Mestrado.

Ao Mestre Raniel Fernandes Peixoto, por toda ajuda.

À Prof. Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos, pela orientação e por nunca ter desistido de mim.

À todos que contribuíram direta ou indiretamente a este trabalho, estou em debito com todos vocês.

EPÍGRAFE

"Neste mundo não existem coincidências.

Há apenas o inevitável. Hitsuzen. "

Ichihara Yuuko (Clamp)

RESUMO

RESUMO

ZAPAROLLI, D. **Avaliação fotoelástica de tensões transmitidas por próteses protocolos com barras confeccionadas em diferentes materiais e técnicas**, 2014. 103f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2014.

Com o avanço da implantodontia e da estética, novos materiais estão sendo utilizados para substituir partes metálicas de próteses. Este estudo teve como objetivo comparar as tensões geradas por próteses implantossuportadas totais de mandíbula em função da variação do material utilizado nas barras e do modo de confecção, através de análise fotoelástica qualitativa. Em um modelo mestre simulando a curvatura da mandíbula foram posicionados 4 implantes de conexão locking taper. A partir deste planejamento foi confeccionada uma barra por CAD/CAM em resina reforçada por fibra que serviu de base para confecção de outras duas barras por CAD/CAM em Ti e CoCr e outra fundida em CoCr, totalizando quatro barras sobre as quais foram confeccionadas próteses totais padronizadas em resina acrílica. Foi analisada a adaptação marginal por meio de microscópio ótico comparador. O modelo fotoelástico foi confeccionado com base no modelo mestre. O ensaio realizado com cargas em oclusão total contra antagonista, mordida anterior, mordida posterior e pontual no extremo do cantilever. Todas as próteses com barras metálicas transmitiram tensões para região cervical dos implantes sendo que a barra de CoCr usinada apresentou o pior padrão de distribuição de tensões e a fundida a pior adaptação.

1. Implantes dentários.
2. Prótese sobre implante.
3. Ligas odontológicas.
4. Adaptação marginal.
5. Análise fotoelástica das tensões.

ABSTRACT

ABSTRACT

ZAPAROLLI, D. **Photoelastic stress analysis of a mandibular implant-supported prosthesis with different framework materials.** 2014. 103f. Dissertation (Masters - Oral Rehabilitation) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2014.

With the recent advancement of implant dentistry and aesthetics new materials are being used to replace metal frameworks of prostheses. This study aimed to compare the stress distributed by mandibular implant-supported prosthesis due to the variation of materials and production techniques of the prosthesis framework by a qualitative photoelastic analysis. In an acrylic model simulating the mandibular curvature, four implants 4.5mm x 6mm with locking taper connection were positioned. From this planning was made a framework of resin reinforced with fiber by CAD/CAM which served as base for manufacturing the two other frameworks in CAD/CAM of Ti and CoCr and cast of CoCr, totaling four frameworks on which standardized denture acrylic resin were prepared. Marginal adaptation was analyzed by optical microscope comparison. The photoelastic model was made based on the master model. The photoelastic test was performed at loads in total occlusion versus antagonist, anterior bite, posterior bite and punctual at the cantilever. All prostheses with metal frameworks transmitted stress forces to the cervical region of the implants, and the machined framework of CoCr (G2) showed the worst pattern of stress distribution, and the cast one showed the poorer adjustment (G4). The framework in fiber reinforced resin showed adequate stress distribution and marginal adaptation.

1. Dental Implants.
2. Implant-supported prosthesis.
3. Dental alloys
4. Marginal Disfit
5. Photoelastic stress analysis

SUMÁRIO

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO

2 REVISÃO DA LITERATURA

- 2.1 O uso de prótese tipo protocolo de Branemark
- 2.2 O sistema Bicon
- 2.3 Materiais para confecção de infraestruturas
- 2.4 Adaptação passiva e desajustes vertical
- 2.5 Fotoelasticidade

3 PROPOSIÇÃO

4 MATERIAIS E MÉTODOS

- 4.1. Confecção do modelo mestre
- 4.2. Confecção de trabalho
- 4.3. Confecção da barra fundida
- 4.4. Inclusão e fundição
- 4.5. Confecção das barras usinadas
- 4.6. Confecção das próteses protocolo inferiores e total superior
- 4.7. Confecção do modelo fotoelástico
- 4.8. Análise fotoelástica
- 4.9. Análise do peso
- 4.10. Análise do desajuste vertical

5. RESULTADOS

- 5.1. Análise fotoelástica
 - 5.1.1 Oclusão total
 - 5.1.2 Mordida anterior
 - 5.1.3 Mordida posterior
 - 5.1.4 Carga ontual posterior
- 5.2. Peso

5.3. Desadaptação marginal

6. DISCUSSÃO

7. CONCLUSÃO

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. INTRODUÇÃO

A reabilitação de pacientes desdentados totais e parciais com próteses sobre implantes aumentou consideravelmente nos últimos anos, em resposta ao avanço de técnicas e pesquisas nessa área (GEERMAN *et al.*, 1996; FEINE *et al.*, 2002; WENNERBERG, ALBREKTSSON, 2011). Grande parte do sucesso dessas reabilitações é resultado da osseointegração. Esse processo foi inicialmente descrito por Branemark (1983) e consiste na deposição de osso ao redor do implante, sem a presença aparente de tecido mole, e quando submetidos às cargas funcionais, não deve apresentar sintomatologia dolorosa. Tendo em vista que a base do sucesso do implante é ele permanecer em uma união rígida com o tecido ósseo adjacente, a reabsorção óssea é, com certeza, um dos fatores mais importantes relacionados à taxa de insucesso que se apresenta inferior a 10%, segundo estudos realizados por CHUANG *et al.*, 2001.

Um dos fatores relacionados à reabsorção óssea peri-implantar é a ausência de ligamento periodontal, limitando, assim, micro movimentação do implante (WEINBERG, 1993). Como consequência disto, as tensões tendem a se concentrar na crista óssea marginal (RIEGER *et al.*, 1990), podendo estender a reabsorção até a região apical (GOODACRE *et al.*, 2003; ANITUA; ORIVE, 2010).

A perda óssea pode ser causada, também, por diversos fatores, tais como estímulo mecânico inadequado por oclusão desequilibrada, doenças peri-implantares (HERMANN *et al.*, 2001; KING *et al.*, 2002; HARTMAN, COCHRAN, 2004; ISIDOR, 2006), desajuste da prótese, ausência de passividade, proporção coroa-implante, tipo de material restaurador, número e distribuição de implantes usados para a reabilitação protética (CARR *et al.*, 1996; KAN *et al.*, 1999; DAS NEVES *et al.* 2006; MISCH *et al.*, 2006; ANITUA, ORIVE, 2010; TIOSSI *et al.*, 2012) e se eles estão unidos ou não.

Por outro lado, a falta de micro movimentação do implante dificulta a obtenção de passividade em próteses ferulizadas, o que gera uma discussão sobre os prós e contras a união delas. Os estudos que sugerem a esplintagem de próteses acreditam na capacidade de melhorar a distribuição das tensões no osso peri-implantar (PIERRISNARD *et al.*, 2003; GROSSMANN *et al.*, 2005; MISCH *et al.*, 2006; TIOSSI *et al.*, 2012).

Estruturas de metal são comumente utilizadas para casos de espiantagem em próteses do tipo protocolo (GLANTZ *et al.*, 1997) e, por ser um material com propriedades bem definidas e largamente utilizado na confecção de barras. Já existe evidência científica que demonstra as vantagens e desvantagens dos metais empregados para a confecção das barras (TORSELLO *et al.*, 2008; ; CRESPI *et al.*, 2012; RISMANCHIAN *et al.*, 2012).

Recentemente, um novo material constituído por resina reforçada com fibras (Trinia, Bicon, USA) está disponível no mercado e tem sido utilizado como substituto dos metais na confecção de barras para protocolo. Entretanto, por estar apenas há dois anos no mercado, com pouco mais de 80 casos realizados, ainda não são encontrados estudos *in vitro* e poucos casos clínicos apresentados na literatura relatando as propriedades desse material (MARINCOLA *et al.*, 2012).

Com a evolução das pesquisas em implantes e a maior demanda de pacientes procurando repor dentes perdidos muito cedo, os implantes curtos e ultracurtos são cada vez mais indicados, principalmente em mandíbula, devido à proximidade de estruturas anatômicas como o canal mandibular (MISCH *et al.*, 2006; ANITUA, ORIVE, 2010). Enxertos ósseos e outros métodos de osteogênese guiada podem ser usados em maxilas e mandíbulas sem adequados leitos receptores para implantes, porém são métodos com alto risco de insucesso, requerem alto nível de aprendizado e técnica e, tem custo elevado (DAS NEVES *et al.*, 2006). Uma alternativa a estes métodos e que tem demonstrado níveis de sucesso iguais, ou até mesmo superiores, aos implantes convencionais é a colocação de implantes curtos e ultracurtos (GENTILE *et al.*, 2005; AKEREDOLU *et al.*, 2010; URDANETA *et al.*, 2012).

Vários sistemas de implantes surgiram no mercado internacional e nacional, dentre eles o sistema Bicon (USA) que difere dos outros sistemas pelo fato de ser inserido no leito ósseo sem torque e sem ser parafusado. O implante é apenas gentilmente batido, já que tem o mesmo diâmetro da última broca usada na perfuração óssea. Como o sistema de colocação é diferenciado, o seu formato também é diferente, possuindo platôs ao invés de espiras, como na maioria dos outros implantes. Outra diferença diz respeito à ausência de parafuso para fixação do componente protético, que é fixado ao implante por um sistema cone Morse

legítimo, com travamento cônico de 1,5 graus (URDANETA *et al.*, 2012; HUANG *et al.*, 2014; PELIZZER *et al.*, 2014; TENG *et al.*, 2014; URDANETA *et al.*, 2014).

Por ter desenho, medidas e sistema protético diferenciado, torna-se necessário o aprofundamento de pesquisas nesta área, visto que são poucos os trabalhos na literatura que relatam estudos sobre esses materiais (BOZKAYA *et al.*, 2004; AKÇA, 2008).

Existem vários métodos para avaliar a distribuição de tensões geradas em torno de implantes, tais como a fotoelasticidade (PELLIZZER *et al.*, 2011), a correlação de imagem digital (PEIXOTO, 2013) e a análise de modelos por meio de elementos finitos (BOZKAYA *et al.*, 2004). A fotoelasticidade fornece informações qualitativas confiáveis sobre localização e distribuição de tensões (MAHLER; PEYTON, 1955; ASSUNÇÃO *et al.*, 2009). O método consiste na visualização de franjas em um modelo fotoelástico por meio da mensuração de componentes da luz polarizada (PELLIZZER *et al.*, 2011).

Diante destas considerações, faz-se necessário avaliar o desempenho biomecânico de próteses do tipo protocolo sobre implantes curtos e barras confeccionadas com material resinoso reforçado com fibras, visando simular casos de reabilitações em áreas críticas.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 O uso de prótese tipo protocolo de Branemark

A era moderna da reabilitação oral com implantes osseointegrados teve início em 1982 na Conferência de Toronto, onde Branemark apresentou os resultados de sua pesquisa. No princípio, a técnica se restringia a reabilitações totais de mandíbula, com instalação de cinco a seis implantes na região interforaminal, seguido por um período de cicatrização de três a quatro meses para que então os implantes pudessem receber uma prótese fixa. Este protocolo foi estabelecido com base nos conceitos científicos conhecidos na época, como a possibilidade de utilização de implantes mais longos com travamento bicortical, redução do risco de lesionar o nervo alveolar inferior e evitar o fenômeno de flexão da mandíbula (TAYLOR, AGAR, 2002).

Entretanto, o número de implantes necessários para reabilitações totais de mandíbula pode ser reduzido de seis para quatro, garantindo a mesma taxa de sobrevida, tanto da prótese quanto dos implantes. Assim, a redução do número de implantes possibilita melhor higiene da prótese por parte do paciente, pois os espaços entre os pilares protéticos se tornam maiores, facilitando o uso de escovas protéticas especializadas, bem como a passagem do fio dental, além de reduzir o custo tanto da cirurgia quanto da prótese (BRANEMARK *et al.*, 1995).

O conceito de tratamento utilizando dois ou quatro implantes para suportar prótese *overdenture* mandibular foi proposto como aplicação geral em mandíbulas desdentadas (BLATENBURG *et al.*, 1998a, 1998b).

Em 2005, Visser *et al.* realizaram estudo prospectivo comparativo para avaliar a média de sobrevida dos implantes, condição dos tecidos duros e moles na região peri implantar, satisfação do paciente, cuidados protéticos e cirúrgicos de pacientes portadores de próteses suportadas por dois ou quatro implantes, por período de cinco anos. Foram avaliados 30 pacientes para cada grupo (com dois e com quatro implantes na mandíbula). Os autores verificaram não haver diferença significativa entre os fatores avaliados.

Celik, Uludag (2007) compararam a característica da carga transferida por quatro sistemas de *attachments* para prótese *overdenture* mandibular retida por três

implantes verticalmente orientados e implantes inclinados. Foram confeccionados modelos mandibulares fotoelásticos com implantes na região interforaminal. No primeiro modelo, os implantes eram paralelos entre eles e verticalmente orientados. No segundo modelo, um implante era posicionado na linha mediana, orientado verticalmente e os outros dois posicionados 20° divergentes do centro do implante. O desenho da barra era usual e na distal foi incorporado um *attachments* em bola. Foi aplicada uma carga de 135 N unilateralmente à fossa central do 1º Molar direito. Os autores concluíram que as menores tensões foram transferidas aos implantes com barra e *attachments* bola. Para os implantes orientados verticalmente, as tensões observadas foram distribuídas para todos os implantes, exceto para os *attachments* bola. Para os implantes inclinados as tensões moderadas foram notadas para as próteses não esplintadas e baixa tensão foram observadas para aquelas esplintadas.

Próteses totais fixas de mandíbula suportadas apenas por três implantes tem mostrado alta taxa de sobrevida na literatura (JEMT, LEKHOLM, 1993; WENNERBERG, JEMT, 1999; ELIASSON, 2008). Porém, nestes casos, é necessário o uso de implantes mais largos (5mm de diâmetro), de difícil colocação, principalmente em mandíbulas severamente reabsorvidas. Além disso, caso um implante seja perdido, torna-se inviável a reabilitação oral com prótese fixa, sendo necessária nova intervenção cirúrgica ou mudança da prótese para um sistema removível (ELIASSON, 2008).

Ogawa et al., 2010 avaliaram as forças axiais e o momento flexural em implantes em implantes suportando próteses fixas com barras completas com relação ao número e distribuição dos implantes e o tipo de material de confecção das próteses. Foram utilizados sete implantes com diâmetro de 3,75mm e comprimento de 13mm e 7 mm (curtos na distal). Foram confeccionadas três próteses: uma em resina acrílica, uma em resina acrílica reforçada por fibra, e uma em titânio usinada. Foi aplicada uma carga vertical de 50N numa extensão 10 mm distal do implante mais posterior. As cargas foram medidas utilizando três diferentes modelos com variação no número de implantes de suporte (3, 4 e 5), três modelos com diferentes condições de distribuição de implantes (pequeno, médio e grande) e três modelos com diferentes materiais da prótese (titânio, resina acrílica e resina acrílica reforçada

com fibra). As forças resultantes nos implantes foram significativamente associadas com o número e distribuição dos implantes e material da prótese. Máximo momento flexural foram maiores quando as próteses foram apoiadas por três implantes em comparação com quatro e cinco implantes ($P < 0,001$). Momentos flexurais foram significativamente influenciados pela distribuição do implante, em que a menor distribuição induziu os maiores momentos ($P < 0,001$). Momentos flexurais máximos foram menores com a prótese de titânio. Foi observado, significativamente, maior resistência à flexão quando as próteses eram suportadas somente por três implantes quando resina acrílica reforçada por fibra foi usada como material da prótese.

Para diminuir o tamanho do braço de cantilever formado nas próteses pelo protocolo convencional, foi desenvolvido o conceito "*all-on-four*", em que os implantes distais são colocados com angulação próxima de 30° , diminuindo a extensão do cantilever e, por consequência, obtendo-se uma redução da força resultante nos implantes distais. Porém, esta é uma técnica de difícil execução, pois tem maior risco de lesionar o nervo alveolar inferior e os implantes muito inclinados podem atrapalhar o posicionamento dos implantes anteriores, dificultando a confecção da prótese. Além disso, implantes pouco inclinados não alteram a extensão do cantilever de maneira suficiente para produzir resultados mais satisfatórios (KIM *et al.*, 2011).

Bilhan *et al.*, 2013 compararam a distribuição da tensão em overdenture mandibular com diferentes números de implantes e diferentes tipos de attachments, tipo simples ou esplintados. Foram simuladas quatro situações e mordida com dois, três, e quatro implantes com attachments tipo *anchor* tanto quanto em barra em mandíbulas de cadáver fixadas em formol. As tensões foram registradas sob carga vertical de 100N. Os autores concluíram que nos casos de baixa qualidade e quantidade de osso, o maior número de implantes e o uso de attachments esplintados pode preferivelmente reduzir as tensões que emergem ao redor dos implantes durante a função. O uso de dois implantes isolados nos casos de boa qualidade óssea e tamanho ideal dos implantes parece ser uma solução segura para o paciente desdentado total mandibular.

Silva-Neto *et al.*, 2014 avaliaram, pelo método do elemento finito, a distribuição de tensão nas próteses implanto suportadas mandibulares e osso peri

implantar considerando a quantidade, diâmetro e posição dos implantes. Foram avaliadas quatro configurações assim distribuídas: grupo controle com cinco implantes regulares, grupo R com três implantes regulares, grupo W com três implantes mais largos, grupo DTR com três implantes regulares sendo que os distais inclinados 30°. Foi aplicada carga de 50N. O arranjo de três implantes regulares apresentaram mais altos valores de tensão em todas as regiões avaliadas. O emprego de três implantes mais largos apresentaram baixos valores de tensão comparados às técnicas padrão de cinco implantes. Os valores mais baixos de tensão foram observados nos grupos experimentais quando comparados ao grupo controle. Entretanto, os implantes descarregados apresentaram valores opostos. Todos os parafusos do grupo W apresentaram maior tensão quando comparado ao grupo controle. Entretanto, os grupos R e DTR apresentaram aumento dos valores de tensão com exceção do parafuso carregado. A redução do número de implantes associado com implantes mais largos reduziu a tensão no osso e componentes protéticos da prótese.

2.2 O sistema Bicon

Thomas Driskell começou suas pesquisas em implantodontia e substituintes ósseos em 1968, com o desenvolvimento de um modelo original, com um sistema de platôs, a partir de óxido de alumínio de alta densidade (Synthodont). Posteriormente, com o aperfeiçoamento dos seus modelos e materiais, culminou com a criação do sistema Bicon (USA) de implantes de titânio em 1985. Este sistema de implantes se caracterizou por ser pioneiro em conexão do tipo *locking taper*, sem parafusos ou hexágono; a apresentar o conceito de *platform switching*; com design de platôs ao invés de espiras; a utilizar o conceito de ombro inclinado para ajudar a manter o nível da crista óssea e a altura da papila interdental e a não ser inserido sobre pressão no osso alveolar, uma vez que brocas com 50 rotações por minuto (rpm) fazem a perfuração no osso do mesmo tamanho do implante (DRISKELL, 1987).

Lozano (2007) realizou estudo retrospectivo e avaliou o nível da crista óssea em três períodos de tempo, após a colocação de implantes com conexão tipo *locking*

taper. Para tanto, 33 pacientes que receberam implantes imediatos (instalados imediatamente após extração dentária) foram selecionados aleatoriamente entre fevereiro de 2002 e novembro de 2005. Baseado na análise radiográfica, o autor mediu e comparou o nível ósseo na mesial e distal da conexão implante-abutment, em três períodos de tempo: 1 – imediatamente após a colocação do implante; 2 – pelo menos 7 meses após a colocação do implante; 3 – 2 anos após a colocação do implante. A média de idade dos implantes foi $2,3 \pm 0,82$ anos. A média da diferença nos níveis ósseos entre os tempos 2 e 1 foi $0,3 \pm 0,7$ mm (mesial) e $0,4 \pm 0,6$ mm (distal). Entre os tempos 3 e 1 a média da diferença foi: $1,0 \pm 2,1$ mm (mesial) e $1,2 \pm 2,1$ mm (distal). Como conclusão, houve aumento nos níveis de osso durante o período de observação, tanto na crista mesial quanto distal. Isto pode sugerir que a conexão do tipo *locking taper* de $1,5^\circ$, selada de bactérias, pode ter um papel importante na manutenção do nível ósseo ao redor do implante.

Urdaneta *et al.* (2012) avaliaram a performance de implantes de 5 mm de largura, por meio de um estudo de coorte retrospectivo, realizado entre janeiro de 2008 e dezembro de 2009. A amostra incluiu 291 pacientes que receberam ao menos um implante de 5 mm de largura, totalizando 410 implantes com conexão *locking taper* e a variável analisada foi a falha do implante. Os pacientes foram acompanhados por uma média de 20 meses. Dos 410 implantes avaliados, 211 eram ultracurtos (57 com medidas 5 x 5mm e 154 com 5 x 6mm) e 199 curtos (5 x 8mm). 322 implantes (93,4%) foram reabilitados com coroas unitárias. Nove implantes falharam, obtendo-se uma taxa de sucesso clínico de 97,5%. Dos nove que falharam, cinco eram ultracurtos e quatro curtos, não havendo diferença estatisticamente significativa ($=0,68$) entre eles. Assim, o sucesso de implantes ultracurtos pode ser comparado com a de implantes curtos.

2.3 Materiais para confecção de infraestruturas

A liga de cobalto-cromo (Co-Cr) oferece vantagens substanciais quando comparada a liga tradicional de ouro. Dentre estas vantagens, estão o baixo custo, a biocompatibilidade e a resistência à corrosão promovida pela formação de uma

camada protetora de Cr_2O_3 . Além disso, apresenta boa fusibilidade e alto peso específico. Contudo, sua dureza elevada dificulta procedimentos de ajuste, que também está relacionada com o alto módulo de elasticidade (aproximadamente 228MN/m^2) e alta resistência à flexão (500 a 700MN/m^2), porém, apesar desta questão, é possível considerar a liga de Co-Cr uma alternativa viável à liga de ouro originalmente empregada na confecção de estruturas metálicas para próteses fixas implantossuportadas (HULTERSTRÖM; NILSSON, 1991).

O Ti CP e suas ligas apresentam algumas propriedades mecânicas que os tornam ideais como material para uso odontológico, como sua rápida oxidação em contato com o ar, que produz uma camada de dióxido de titânio e fazem com que este material seja bastante estável no ambiente fisiológico do corpo humano. A estabilidade desta camada de dióxido também atua protegendo o titânio da corrosão. Adicionalmente, o titânio é o nono elemento mais abundante na crosta terrestre, e o quarto elemento metálico estrutural, sendo que somente 5 a 10% são usados na forma de metal. Outra importante propriedade do Ti CP e das ligas de titânio é a excelente biocompatibilidade e módulo de elasticidade próximo ao do tecido ósseo (PARR *et al.*, 1985).

Torres *et al.* (2007) compararam o assentamento passivo e o desajuste vertical de barras fundidas em monobloco, em três tipos de materiais: Ti cp, liga de Co-Cr e liga de níquel-cromo-titânio (Ni-Cr-Ti). Quinze estruturas simulando barras para protocolo sobre cinco implantes foram confeccionadas e distribuídas em três grupos ($n=5$), de acordo com a liga utilizada. As medidas de desadaptação foram realizadas em microscópio ótico, pelo teste do parafuso único, com aperto manual e bilateral alternado nos implantes distais um e cinco, e com todos os parafusos detorquados (10N.cm). Não houve diferenças estatisticamente significantes de assentamento passivo entre as estruturas de Co-Cr e Ni-Cr-Ti ($p=0,313$), porém, ambas as ligas tiveram resultados estatisticamente diferentes de Ti cp ($p<0,001$ e $0,035$, respectivamente), o qual apresentou melhores resultados. Para o desajuste vertical, Ti cp e Ni-Cr-Ti apresentaram resultados semelhantes ($p=0,162$), além de melhor ajuste vertical que a liga de Co-Cr ($p<0,001$). Os autores chegaram a conclusão que barras para próteses tipo protocolo, confeccionadas em monobloco, apresentaram assentamento e ajuste vertical não aceitáveis para os três materiais

utilizados no estudo. Apesar disto, os melhores resultados foram obtidos utilizando o Ti cp, seguido de Ni-Cr-Ti e Co-Cr.

Jacques *et al.* (2009) realizaram estudo *in vitro* para analisar a distribuição de tensões nos componentes de uma prótese mandibular do tipo protocolo com cantilever sobre cinco implantes, em que as barras foram confeccionadas com ligas de Co-Cr ou Paládio-Prata (Pd-Ag). Dois extensômetros foram fixados na mesial e distal de cada abutment para capturar dados da deformação. Uma carga estática vertical de 100N foi aplicada no cantilever nas distâncias de 10, 15 e 20 mm do centro do abutment distal. Os autores observaram diferentes padrões de deformação, de acordo com a liga utilizada, sendo que a liga de Co-Cr resultou em níveis maiores de deformação do abutment. Além disso, a deformação do abutment foi proporcional ao aumento da distância do cantilever.

Barbosa *et al.* (2010) compararam o ajuste vertical e a passividade de infraestruturas em monobloco, confeccionadas em três diferentes materiais: Ti cp, Co-Cr e Ni-Cr-Ti. Quinze infraestruturas foram obtidas simulando barras para próteses fixas em um modelo com cinco implantes. O ajuste vertical e a passividade da interface da infraestrutura foram medidos usando um microscópio óptico comparador. A média dos valores e o desvio-padrão da passividade e do ajuste vertical estão apresentados respectivamente: Ti cp [472,49 (109,88) μm 29,9 (13,24) μm], Co-Cr [584,84 (120,20) μm e 27,05 (10,30) μm], Ni-Cr-Ti [462,70 (179,18) μm e 24,95 (11,14) μm]. Para o desajuste vertical, não houve diferença significativa entre o Ti cp e as ligas Co-Cr e Ni-Cr-Ti ($p=0,285$). Para passividade, não houve diferença significativa entre Ti cp e Ni-Cr-Ti ($p=0,844$), mas ambos foram estatisticamente diferentes do Co-Cr ($p=0,028$ e $p=0,035$, respectivamente), o qual apresentou os piores resultados. Pode-se concluir que os materiais utilizados para confecção das infraestruturas não influenciaram o ajuste vertical e que infraestruturas fundidas em monobloco resultaram em inadequados ajustes passivos, sendo que Co-Cr foi a liga que apresentou os piores resultados em relação a passividade.

Castillo *et al.* (2011) avaliaram a influência dos tipos de liga e de fundição na resistência à fratura de estruturas metálicas para próteses sobre implantes. Trinta estruturas de próteses de três elementos com pântico para região posterior de mandíbula foram enceradas e separadas aleatoriamente em dois grupos: 1 – liga de

Co-Cr fundida em centrífuga e 2 – liga de titânio fundida em aparelho de pressão negativa (Cyclarc II, Morita). Cada estrutura foi cimentada em dois *abutments* pré-fabricados sobre pressão de assentamento constante. Depois de seis meses de envelhecimento, as amostras foram levadas a uma máquina universal de testes e carregadas até a fratura. A carga axial foi aplicada na fossa central do pântico. Os dados foram avaliados e as superfícies fraturadas foram analisadas em SEM (Scanning Electron Microscopy). Um terço das estruturas em Co-Cr apresentou poros na região de fratura. As estruturas em titânio apresentaram maior resistência à fratura do que as estruturas em Co-Cr com poros. Já as estruturas em Co-Cr sem poros tiveram o maior valor médio de resistência à fratura. Os autores concluíram que a resistência à fratura depende dos tipos de liga e de fundição, sendo que a fundição de Co-Cr apresentou porosidades internas que reduziram essa resistência. Uma fundição precisa de titânio em máquina com sistema diferencial de pressão resultou na técnica com maior previsibilidade, dentro das condições do estudo.

Torres *et al.* (2011), verificaram a adaptação marginal entre pilares intermediários e estruturas fundidas em monobloco com diferentes materiais e avaliaram, por meio do método fotoelástico, as tensões transmitidas por implantes quando a eles foram fixadas as estruturas metálicas. Quinze infraestruturas para próteses implantossuportadas foram enceradas sobre um modelo simulando o posicionamento de cinco implantes na região interforaminal da mandíbula. As infraestruturas foram divididas em grupos de cinco e fundidas em monobloco com Ti cp grau I, liga de Co-Cr ou liga de Ni-Cr-Ti. A adaptação marginal foi avaliada em microscópio ótico. A passividade foi avaliada por meio do teste de parafuso único, com aperto alternado nos implantes distais. Os níveis de desajuste vertical foram avaliados com todos os parafusos apertados com um torque de 10 Ncm. As tensões geradas na região correspondente à crista óssea em torno dos implantes foram avaliadas por meio da análise fotoelástica qualitativa, empregando-se o método de compensação de Tardy. Ao final do experimento, concluiu-se que as estruturas para próteses fixas sobre múltiplos implantes fundidas em monobloco podem produzir níveis biologicamente aceitáveis de desajuste, sendo os melhores resultados obtidos com o Ti cp, seguido pelas ligas de Ni-Cr-Ti e Co-Cr. Dentre os metais avaliados, a liga de Co-Cr transmitiu maiores níveis de tensões aos implantes. De um modo

geral, não foi verificada correlação entre valores de adaptação marginal e tensões impostas aos implantes.

Ferreira *et al.* (2014) avaliaram a distribuição de tensões transmitidas por prótese mandibular do tipo protocolo fixada sobre quatro implantes, confeccionadas com diferentes materiais de recobrimento estético e diferentes metais para infraestrutura. Resina acrílica e porcelana foram associadas a infraestruturas de Ti, Ouro (Au), Pd-Ag, Co-Cr e Níquel-Cromo (Ni-Cr). O grupo representado por prótese de resina acrílica sobre infraestrutura de Pd-Ag apresentou os menores valores de tensão, enquanto prótese de resina acrílica sobre infraestrutura de Ni-Cr obteve os maiores valores de tensão. No tecido ósseo o grupo constituído por prótese de resina com infraestrutura de Au foi o único que apresentou valores diferentes dos outros, com um aumento de 12% em relação aos demais. Nos implantes, os grupos com Ti, Au e Pd-Ag, tanto com recobrimento de resina acrílica quanto porcelana, apresentaram valores de tensão similares, porém menores do que os grupos com Co-Cr e Ni-Cr. Os autores concluíram que tanto o material restaurador quanto o metal da infraestrutura influenciaram na distribuição de tensões, dentro do planejamento utilizado no estudo.

Erkmen *et al.* (2011) realizaram análise tridimensional por elementos finitos para avaliar a hipótese de que compósitos reforçados por fibra teriam uma distribuição de tensões maior do que estruturas em metal, em próteses parciais fixas implantossuportadas. Dois modelos de prótese parcial fixa de três elementos foram utilizados: um composto de Co-Cr e porcelana e outro de composto reforçado por fibra e resina composta. Cargas: vertical (300 N), oblíqua (150 N) e horizontal (60 N) foram simuladas e a distribuição de tensões no osso, complexo implante-abutment e na estrutura protética foram avaliadas. Quando os autores compararam os dois modelos, constatou-se que todos os valores de tensão foram maiores no modelo de Co-Cr e porcelana, com exceção dos valores de tensão no complexo implante-abutment. Nessa perspectiva, os autores concluíram que uma prótese de resina composta reforçada por fibra pode reduzir as tensões excessivas na interface osso-implante, minimizando o risco de perda de osso peri-implantar devido à sobrecarga funcional.

Basaran *et al.* (2013) compararam a resistência à flexão de próteses fixas em resina, reforçadas e não reforçadas, fabricadas por CAD-CAM. Foram fabricadas próteses fixas por meio de CAD-CAM em três blocos experimentais de resina composta reforçada com fibra, um bloco experimental de resina composta e um bloco de resina composta comercialmente disponível. A resina composta reforçada com fibra experimental foi preparada por meio da mistura de resina de dimetacrilato com partículas de silicato de BaO e fibras de vidro-E. Diferentes proporções de resina, carga e fibra foram utilizadas para fabricar os espécimes que foram empregados em 5 grupos diferentes e estaticamente carregados até a fratura. Blocos de resina composta, experimentais, reforçados com fibras orientadas aleatoriamente revelou resistência a flexão mais elevada (2.163 ± 246 N), enquanto que blocos de resina composta comercial apresentou menor resistência (1.290 ± 172 N). Próteses parciais fixas confeccionadas por CAD-CAM em resina composta experimentais reforçados com fibras mostraram maior resistência a flexão o que as de resina composta sem reforço.

Como dito anteriormente, um novo material constituído por resina reforçada com fibras (Trinia, Bicon, USA) está disponível no mercado e tem sido utilizado como substituto dos metais na confecção próteses fixas implanto suportadas e barras para protocolo para pacientes desdentados totais, maxilares e mandibulares. Entretanto, por estar apenas há dois anos no mercado, com pouco mais de 80 casos realizados, ainda não são encontrados estudos *in vitro* e poucos casos clínicos apresentados na literatura e não há relato das propriedades desse material (MARINCOLA *et al.*, 2012).

2.4 Adaptação passiva e desajustes vertical

Distorções na infraestrutura e no implante são observadas durante o aperto dos parafusos de retenção. Em situações de desadaptação, o apertamento do parafuso causa o surgimento de tensões no implante e no osso alveolar, sendo que a magnitude destas tensões é diretamente relacionada ao nível de desadaptação. Nestes casos, a quantidade de desadaptação pode atingir níveis de até 500µm,

mesmo a fenda não podendo ser detectada devido ao fechamento desse espaço pelo aparafusamento. Em cada etapa da confecção da prótese implantossuportada, há uma chance de se embutir distorções na mesma, o que leva à desadaptação da peça finalizada. Entretanto, um método que produza um assentamento passivo absoluto ainda não foi desenvolvido e que não há consenso na literatura de qual é o nível clinicamente aceitável de desajuste (SAHIN; ÇEHRELI, 2001).

Assentamento passivo é um requisito importante para próteses implantossuportadas. A prótese com adaptação passiva significa que pode ser parafusada sem que tensões sejam geradas. Uma estrutura sem passividade sobre o tecido ósseo pode até levar à perda da osseointegração. O profissional deve dispor de tecnologias para realizar os procedimentos de laboratório corretos (como a técnica CAD/CAM) ou, quando necessário, seccionar a infraestrutura e soldar as partes com precisão para não haver distorção. Isso limita a quantidade de estresse transferido para a interface osso-implante e garante osseointegração em longo prazo, pois o assentamento passivo absoluto é difícil de ser obtido (CAMPI *et al.*, 2010).

Byrne *et al.* (1998) avaliaram a adaptação de pilares, pré-usinados, pré-usinados modificados em laboratório e fundidos, para implantes, em dois locais na interface pilar / implante e no parafuso no aparafusamento. Os autores verificaram que a adaptação dos pilares aos implantes foi melhor e a quantidade de contato mais próximo para os pilares pré-usinados e pré-usinados modificados em laboratório quando comparados aos pilares fundidos.

Monteiro *et al.* (2010) realizaram revisão da literatura com destaque às questões relacionadas com a passividade de próteses fixas implantossuportadas. A busca da literatura foi realizada no MEDLINE (PubMed), centrada nos níveis aceitáveis e passividade, na classificação e nos métodos de desajuste, em problemas relacionados ao desajuste, fatores gerais que afetam a passividade e na tolerância biológica quando há desajuste. As informações obtidas na revisão de literatura sugerem que, mesmo que seja difícil obter uma prótese implantossuportada com a passividade completa, o profissional deve usar os recursos tecnológicos para oferecer melhores condições para seus pacientes. Um

nível aceitável de passividade clínica que não cause qualquer problema biológico, estético e aos parâmetros funcionais do paciente deve ser procurado.

Oyague *et al.* (2012) avaliaram o desajuste e a microinfiltração de próteses fixas cimentadas sobre implantes, obtidos por diferentes métodos. Os métodos de confecção das próteses foram os seguintes: 1 – CAD/CAM com liga de Co-Cr, 2 – fundição da liga de Co-Cr a vácuo e 3 – fundição de liga de Pd-Au a vácuo. Estes grupos ainda foram subdivididos em três (n=10) de acordo com o cimento que foi utilizado: 1 – Ketac Cem Plus; 2 – Panavia F 2,0; 3 – RelyX Unicem, sendo que as estruturas eram cimentadas sobre dois pilares pré-fabricados, com pressão constante. Os espécimes foram envelhecidos artificialmente em água por 30 dias, e então o desajuste vertical foi medido através de microscopia eletrônica de varredura. A microinfiltração foi avaliada com um microscópio digital, mensurando a profundidade de penetração do infiltrado. Os autores constataram que as estruturas de Co-Cr por CAD/CAM mostraram a melhor adaptação marginal, sendo que dentro de cada grupo o cimento Ketac Cem Plus promoveu o melhor ajuste, enquanto que os outros não mostraram diferenças estatisticamente significantes. Adicionalmente, o cimento Ketac Cem Plus obteve os maiores índices de infiltração, independentemente do método de confecção da prótese.

Paniz *et al.* (2013) realizaram um estudo para avaliar a precisão marginal de estruturas em titânio e liga de Co-Cr obtidas por meio de fresagem por CAD/CAM, comparando-as com estruturas confeccionadas em ouro por fundição convencional. Foi utilizada uma estrutura em titânio de um arco mandibular com seis implantes posicionados em um modelo mestre. Este foi mensurado por um aparelho digital capaz de determinar pontos de coordenadas espaciais sobre uma superfície plana. Quinze estruturas foram confeccionadas sobre o modelo mestre em liga de ouro por fundição convencional, fresadas digitalmente em titânio ou em Co-Cr. A adaptação de estruturas fresadas foram medidas apenas uma vez, após o procedimento de fresagem. Já as estruturas fundidas em ouro foram medidas duas vezes, uma logo após a fundição e desinclusão e outra após procedimentos técnicos de adaptação. As estruturas também foram pesadas, sendo que a média de peso das estruturas fundidas foi 33,41g, das estruturas fresadas em Co-Cr foi 18,12g e as de titânio foi 8,7g. Os valores médios obtidos do desvio tridimensional do ponto central foram de

261 μ m para o grupo de ouro antes de realizar adaptações e de 49 μ m após as adaptações. Nos grupos fresados em Co-Cr e Titânio, o desvio médio foi de 26 μ m para ambos. Os autores chegaram à conclusão de que as estruturas fresadas apresentaram, em média, menores valores de desvio do que as estruturas fundidas, sendo que em todas as situações não foi possível obter uma adaptação passiva absoluta. Pela avaliação de peso, as estruturas em titânio foram as menos pesadas.

2.5 Fotoelasticidade

A técnica fotoelástica de transmissão foi desenvolvida utilizando polariscópio com fonte de luz monocromática. A luz emitida pela fonte incide no polarizador em várias direções, porém apenas os componentes de onda paralelos ao eixo de polarização são transmitidos. Estas ondas polarizadas incidem no modelo fotoelástico posicionado no polariscópio. Pelo fenômeno da dupla refração, o material fotoelástico transmite apenas os componentes de onda que incidem paralelamente aos planos de estresses principais. As ondas transmitidas incidem no analisador, que polariza os componentes de onda de forma idêntica ao polarizador, sendo que o eixo despolarização encontra-se rotacionado em 90° em relação ao eixo do polarizador. Este fenômeno pode ser visualizado pela formação de bandas ou franjas claras e escuras, que são proporcionais às tensões existentes no modelo analisado. Não se deve exceder o limite de elasticidade do material fotoelástico e deve-se ainda considerar a direção e a magnitude das forças, o modo como o modelo é apoiado para aplicação de carga e a forma do modelo. Quando se utiliza uma fonte de luz branca, diferentes comprimentos de onda podem ser visualizados, formando franjas coloridas. O padrão monocromático é mais preciso para análises quantitativas, mas o padrão colorido (isocromático) fornece informações fiéis sobre a direção das tensões principais (MAHLER, PEYTON, 1955).

De acordo com Campos Jr. *et al.* (1986), o fenômeno da fotoelasticidade foi descoberto por Sir David Brewster, no ano de 1816, quando observou faixas coloridas em um vidro que estava sob tensão. O método obteve grande impulso com o advento das resinas sintéticas nos anos 60, substituindo o vidro e o celuloide

empregados. A fotoelasticidade é baseada no surgimento de faixas coloridas correspondente a concentração de tensões, denominadas franjas ou bandas e pode ser analisados de forma quantitativa ou qualitativa em determinados materiais transparentes quando submetidos a cargas. Como vantagens, a técnica possibilita a visualização conjunta das tensões internas nos corpos, sem a necessidade de gráficos ou esquemas requeridos por outros métodos analíticos, e permite aplicabilidade para corpos de morfologia complexa. Como limitações, exige modelos com reprodução acurada do original e isentos de tensões prévias à análise.

Waskewicz *et al.* (1994) analisaram a distribuição de tensão de uma prótese fixa sobre implante por meio da análise fotoelástica, avaliando os padrões de tensão ao redor dos cinco implantes. Eles confeccionaram um modelo fotoelástico simulando a curvatura da mandíbula, com um implante posicionado exatamente na linha média e os outros dois em 7 mm equidistantes para cada lado, totalizando cinco pontos equidistantes. Os implantes foram numerados de 1 a 5 no sentido horário, os pilares e os cilindros de ouro foram parafusados com 20 Ncm e 10 N.cm, respectivamente. As estruturas não seccionadas e não soldadas foram consideradas como não passivas. Depois de seccionadas e soldadas elas passaram a ser consideradas como passivas. O aperto da prótese não passiva gerou uma tensão significativa ao redor do implante. Na prótese seccionada e soldada não houve concentração de tensão ao redor do implante quando os pilares foram parafusados.

Guichet *et al.* (2000) avaliaram a influência do desajuste vertical em próteses implantossuportadas parafusadas e cimentadas na distribuição de tensões ao osso de suporte. Para isso, os pesquisadores confeccionaram um modelo de resina fotoelástica correspondente à região posterior da mandíbula reabilitada com três implantes, e colocados na posição correspondente ao primeiro e segundo pré-molares e ao primeiro molar. Dez estruturas protéticas foram confeccionadas, sendo cinco parafusadas e cinco cimentadas. Com o auxílio de um microscópio foram realizadas as medições de desajuste marginal nas faces vestibulares e linguais das próteses antes da cimentação, ou antes, do aperto dos parafusos sendo que os resultados não apresentaram diferença estatística entre os grupos. Com o aperto dos parafusos houve uma diminuição no desajuste das próteses. No grupo das próteses cimentadas o desajuste foi o mesmo antes e após a cimentação. Os

resultados da fotoelasticidade demonstraram que o grupo parafusado apresentou maior variabilidade na magnitude e localização das tensões, com alta concentração na região apical. As próteses cimentadas produziram baixos níveis de tensão e foram localizados na região cervical. O decréscimo significativo no desajuste marginal após o aperto dos parafusos foi associado aos maiores níveis de tensões transferidas aos implantes nas próteses parafusadas.

Yoshida (2001) comparou as tensões geradas por próteses sobre implantes cimentadas e parafusadas. Foram confeccionadas dez próteses, das quais cinco foram cimentadas e cinco parafusadas. As próteses parafusadas foram testadas com três sequências de aperto: 1 – parafuso central, parafuso esquerdo e parafuso direito; 2 – parafuso esquerdo, parafuso central e parafuso direito; 3 – parafuso direito, parafuso central e parafuso esquerdo. As próteses foram fixadas sobre um modelo confeccionado com resina fotoelástica e as tensões avaliadas segundo as franjas isocromáticas formadas no modelo. O autor concluiu que as próteses cimentadas apresentaram níveis de tensão maiores do que as próteses parafusadas e a sequência de aperto dos parafusos não influenciaram os resultados.

Bernardes *et al.* (2004), por meio da fotoelasticidade, analisaram qualitativamente e quantitativamente as tensões transmitidas por implantes com a mesma forma externa, diferindo apenas no tipo de conexão: hexagonal externa (HE), hexagonal interna (HI), cônica interna (CI) e um implante sem junção (peça única, PU). Os implantes foram inseridos em blocos fotoelásticos e submetidos a dois tipos de cargas compressivas, uma axial (carga I) e outra 6,5mm fora do longo eixo (carga II). Foram analisados diversos pontos de tensão em torno de cada implante, nos quais se determinou a tensão cisalhante máxima. A partir da análise dos pontos pode-se concluir que: os tipos de conexão não influenciaram no padrão de distribuição ao redor dos implantes sobre carga axial, porém para o carregamento não axial, implantes, com conexão tipo hexágono interno, apresentaram os melhores resultados, com os menores valores de tensão. Já os implantes, com conexão tipo hexágono externo, mostraram os piores resultados, com 12,93% a mais de tensão acumulada no corpo do implante e 17,4% na região de plataforma, sendo, portanto, considerada crítica na reabilitação com implantes.

Chun *et al.* (2006) estudaram a influência do tipo de intermediário na transmissão de tensão ao osso sob diferentes tipos de carga. Com o uso de modelos de elementos finitos simularam implantes de corpo único, hexágono interno e hexágono externo, onde aplicaram carga vertical, em 15°, 30° e 60°, todas com valor de 100 N. No implante de corpo único, a distribuição foi uniforme e a tensão máxima encontrada foi sempre maior que as encontradas no hexágono interno, independente da direção de aplicação de força. No hexágono interno, a condição de contato com fricção entre o intermediário e o implante reduziu o efeito de torção causado por componentes horizontais das cargas oblíquas. Os maiores valores de tensão foram encontrados no hexágono externo. Observou-se também que quanto maior o ângulo de inclinação da carga, maior a magnitude de tensão. Assim, os autores concluíram que os tipos de intermediários influenciam a transmissão de tensão ao osso, devido a diferentes mecanismos de transmissão e a diferentes áreas de contato entre intermediário e implante.

Menani *et al.* (2011) avaliaram o comportamento biomecânico de próteses cimentadas sobre implantes cone morse, esplintadas e não esplintadas, utilizando cerâmica ou resina como material restaurador. Um modelo fotoelástico de um espaço edêntulo foi confeccionado, com ausência do segundo pré-molar e primeiro molar e com os respectivos dentes adjacentes presentes. Os grupos do estudo foram: coroas metalo-cerâmicas esplintadas, coroas metalo-cerâmicas não esplintadas, coroas metalo-plásticas esplintadas e coroas metalo-plásticas não esplintadas. Foram realizadas as seguintes simulações de carga: oclusão balanceada, pontual nas coroas implantadas, pontual alternada no segundo pré-molar e primeiro molar. O ato de cimentação gerou tensões entre os implantes. As próteses esplintadas distribuíram melhor as tensões entre os implantes do que as não esplintadas. As próteses com cerâmica apresentaram melhor distribuição de tensões do que as com resina. Com base nos resultados, os autores concluíram que as próteses metalo-cerâmicas esplintadas promoveram melhor distribuição de tensões ao redor dos implantes e que próteses metalo-cerâmicas apresentaram menor concentração e magnitude de tensões do que as metalo-plásticas.

Tonella *et al.* (2011) avaliaram a distribuição de tensões dos sistemas de retenção (parafusada e cimentada) em próteses parciais fixas implantossuportadas,

por meio da análise fotoelástica. Dois modelos foram confeccionados em resina fotoelástica com dois implantes, localizados no segundo pré-molar e segundo molar em cada modelo fotoelástico, variando o sistema de retenção (parafusada ou cimentada). Foram aplicadas forças axial e oblíqua (45 graus) de 100 N sobre a superfície oclusal. Os resultados foram observados e fotografados no campo de um polariscópio circular e qualitativamente analisado com o auxílio de programa de computador (Adobe Photoshop, San Jose, CA). O sistema de retenção de parafusos apresentou o maior número de franjas quando as cargas foram aplicadas em pré-molar, pântico e molar e mostrou esse comportamento em todas as aplicações de carga, sobretudo nos carregamentos axial e oblíqua. Concluiu-se que houve melhor distribuição de tensão e menor magnitude do estresse sobre as próteses implantossuportadas cimentadas. Carga oblíqua causou um aumento nas concentrações de tensões em todos os modelos.

Pinto *et al.* (2011) compararam as tensões induzidas na interface osso-implante em diferentes planejamentos de próteses fixas totais implantossuportadas do tipo protocolo de Branemark. As variáveis apontadas foram: número de implantes, tipo de liga, presença ou ausência de cantilever, inclinação dos implantes distais e secção transversal da infraestrutura. Foram confeccionados 32 modelos fotoelásticos e foram realizadas análises qualitativa e quantitativa das tensões induzidas. Os modelos sofreram carga estática no valor de 50 N na porção central e distal da barra. Os implantes central e distal foram analisados sob as cargas central e distal individualmente. Os pilares receberam torque de 20 N.cm e os parafusos protéticos de fixação da barra receberam 10 N.cm. Antes de qualquer avaliação os modelos fotoelásticos foram avaliados e só utilizados caso estivessem livres de tensões residuais. A tensão acumulada nos implantes distais sob carga distal foi aproximadamente 7 vezes maior que nas outras situações de carga. Houve uma clara vantagem para as estruturas fundidas em Co-Cr quando comparadas às fundidas em titânio. Ficou evidente que o maior número de implantes favoreceu melhor distribuição de tensões. Já quando foram comparadas próteses do tipo protocolo apresentando ou não cantilever, as próteses sem cantilever apresentaram resultados melhores àquelas com cantilever. Finalmente, as infraestruturas com implantes distais retos apresentaram melhor distribuição de tensões. Com base nos resultados obtidos, os autores concluíram que o método de fotoelasticidade é um

método laboratorial apropriado para análise de tensões; próteses tipo protocolo de Branemark com cinco implantes provêm uma melhor condição de distribuição de tensões do que com quatro implantes; a secção transversal da supraestrutura metálica e o tipo de liga utilizado na fundição não apresentaram relação direta com o padrão de distribuição de tensões nos implantes; a distribuição de tensões nos implantes dentários em uma prótese tipo protocolo é mais eficiente com implantes distais retos e sem extensão em cantilever.

De Castro *et al.*, (2013) avaliaram a passividade de três técnicas para obtenção de uma estrutura em Co-Cr. Em um modelo metálico simulando uma mandíbula foram posicionados quatro análogos de implantes hexágono externo. Neste modelo foram fabricadas cinco estruturas para cada grupo: monobloco, solda laser ou TIG. Na análise fotoelástica, as estruturas foram parafusadas no modelo e foram verificadas as tensões em 34 pontos diferentes ao redor dos implantes e em cinco pontos no meio do modelo. Após análise estatística, os autores concluíram que não houve diferença significativa entre os grupos, sendo as tensões geradas ao redor dos implantes similares para todas as técnicas.

3. PROPOSIÇÃO

Este estudo teve como objetivo avaliar o desempenho biomecânico de próteses do tipo protocolo sobre implantes curtos e barras confeccionadas com diferentes materiais e métodos, por meio da fotoelasticidade.

Os objetivos específicos foram:

- Avaliar a adaptação marginal entre *abutments* e uma estrutura para prótese total implanto suportada, de acordo com o material utilizado para confecção das barras (Resina reforçada com fibra, Cobalto-Cromo e Titânio) e do método de obtenção (Fundição convencional e usinagem por CAD/CAM);
- Comparar a distribuição de tensões geradas ao redor dos implantes *locking taper* entre os grupos, quando submetidos à carga estática (em oclusão total, anterior, posterior e pontual no cantilever), por meio da fotoelasticidade.

4. MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Confeção do modelo mestre

Para realização do projeto foi utilizado um modelo mestre em acrílico confeccionado pela Oficina de Precisão do Departamento de Materiais Dentários e Prótese – FORP-USP como referência (Figura 1), simulando a curvatura da mandíbula, de acordo com Lencioni (2011). O modelo assumiu uma forma geométrica em quatro planos para utilização de quatro implantes, mantendo espessura uniforme.

Figura 1. Modelo mestre.

Foi realizada moldagem total do modelo fazendo uma barreira com laminas de cera 7 em torno dele (Figura 2) e vertendo-se silicone (*Silicone Master, Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA*), manipulado de acordo com as instruções do fabricante, até 1 cm acima do modelo mestre. O modelo mestre foi preso à placa de vidro com uma fita dupla-face para não se deslocar durante a moldagem. Por meio desse molde, pôde-se duplicar o modelo mestre para preservar o mesmo.

Figura 2. Barreira para moldagem total.

No modelo duplicado foram realizadas quatro perfurações, paralelas entre si e equidistantes, também confeccionadas na Oficina de Precisão do Departamento de

Materiais Dentários e Prótese – FORP-USP. Nas perfurações foram colocados os análogos (*3.0mm Implant Bicon, Boston, MA, EUA*) dos implantes. A posição foi padronizada com o auxílio de um paralelômetro (Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese – FORP-USP) (Figura 3) para que todos os análogos ficassem 2 mm abaixo da margem do modelo, paralelos entre si e perpendiculares a base do modelo.

Figura 3. Análogos colocados com delineador.

Os análogos foram colocados um de cada vez com auxílio de um adesivo à base de cianoacrilato (*Super Bonder Henkel Loctite Adesivos Ltda, Itapevi, SP, Brasil*) para proporcionar fixação, e foi determinado um período de 24 horas para que o cianoacrilato endurecesse totalmente antes de se colocar o próximo análogo.

4.2 Confeção do modelo de trabalho

Com todos os análogos em posição no modelo mestre preparado, foram colocados os transferentes (*3.0mm Impression Post and Sleeve, Bicon, Boston, MA, EUA*) para realizar a moldagem de transferência (Figura 4).

Figura 4.

A: Tipo de tranferente utilizado.

B: Transferentes em posição.

A moldagem de transferência foi realizada com uma barreira de cera 7 e *silicone master*, como o molde para duplicação do modelo mestre. Este molde (Figura 5) serviu para obtenção do modelo de trabalho e o modelo fotoelástico.

Figura 5. Molde de transferência.

Para obtenção do modelo de trabalho, os pinos de transferência foram encaixados nos análogos (Figura 6. A) e esses conjuntos foram fixados, com o auxílio de uma pinça hemostática, nas capas plásticas retidas no molde, como se faz em uma moldagem pela técnica de “moldeira fechada” (Figura 6.B).

Figura 6.

A: conjunto que foi inserido nas capas plasticas dentro do molde.

B: molde com análogos.

Foi vertido gesso especial tipo IV (*Durone IV, Dentsply Indústria e Comércio, Petrópolis, RJ, Brasil*), manipulado de acordo com as instruções do fabricante, sobre vibração constante. Após a presa total do gesso o modelo foi sacado e assim obtido o modelo de trabalho (Figura 7).

Figura 7. Modelo de trabalho em gesso.

4.3 Confeccção da barra fundida

O modelo de trabalho foi primeiramente enviado para a fábrica da *Bicon* em Boston, nos EUA, para que fosse confeccionada a barra de material TRINIA por CAD/CAM de acordo com os procedimentos do próprio fabricante (Figura 8).

Figura 8.

A: vista do topo da barra.

B: vista da base da barra.

Esta barra é feita utilizando pilares *abutments* padronizados ($5.0 \times 2.0\text{mm } 0^\circ$ *Stealth Abutment 3.0mm Post, Bicon, Boston, MA, EUA*), os quais foram utilizados para confeccção das outras barras (Figura 9).

Figura 9.

A: *abutments* em posição.

B: barra sobre os *abutments*.

Para obtenção da barra de Cobalto-Cromo (CoCr) fundida foi realizada a inclusão da barra TRINIA em mufla com silicone laboratorial (*Zetalabor C-silicone, Zhermack, Rovigo, Itália*) para que se pudesse obter um molde fiel da sua estrutura onde se permita a prensagem de resina acrílica vermelha (*Pattern Resin, GC America Co. Alsip, IL, EUA*)(Figura 10).

Figura 10. Mufla para prensagem do padrão em Duralay.

Copings calcináveis (*Stealth Sleeve for 5.0mm Stealth Abutment, Bicon, Boston, MA, EUA*) foram recortados e adaptados nos 4 “pilares” de silicone formados na mufla. A resina foi manipulada de acordo com as instruções do fabricante e prensada na mufla junto com os *copings* calcináveis para que no final da polimerização tivesse obtido uma cópia da barra TRINIA em um material mais resistente que serviria de base para receber cera (Figura 11).

Figura 11. Barra prensada e já aliviada para receber cera.

Esta barra prensada de resina foi desgastada com brocas de baixa rotação para que pudesse ser toda envolta em cera, diminuindo a quantidade final de resina acrílica e assim evitando trincas no revestimento quando do aquecimento para eliminação de cera e resina. Ela foi novamente colocada na mufla e cera para escultura (*Kota Indústria e Comércio, São Paulo, SP, Brasil*) foi plastificada utilizando-se um plastificador com regulação digital da temperatura de fusão (*Hotty LED, Renfert GmbH, Hilzigen, Alemanha*), vertida na mufla e prensada.

Após o resfriamento da cera, a barra foi retirada e seccionada em 3 pontos com lamina de bisturi aquecida e disco de carborundum (*Schelble® Abrasivos Piranha, Petrópolis, RJ, Brasil*) (Figura 12).

Figura 12.

A: barra seccionada.

B: vista superior.

4.4 Inclusão e Fundição

As 4 partes receberam 2 canais de canais de alimentação (*Dentaurum, Ispringen, Alemanha*) cada uma, um em cada extremidade, que foram fixados à duas bases formadoras de cadinho para fundição. Os padrões de cera foram pulverizados com *spray* redutor de tensão de superfície (*Lubrofilm, Dentaurum, Ispringen, Alemanha*) e deixados secando a temperatura ambiente.

Os anéis de fundição receberam alívio interno com cinta livre de amianto (*Kera-Vlies, Dentaurum, Pforzheim, Alemanha*) e foram então adaptados e fixados às bases formadoras de cadinho. As peças foram incluídas em revestimento fosfatado (*Castorit-super C, Dentaurum, Pforzheim, Alemanha*), proporcionado de acordo com as recomendações do fabricante e espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos (*Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil*). Os anéis de fundição foram preenchidos sobre vibração constante para evitar formação de bolhas de ar.

Os anéis ficaram sobre bancada em temperatura ambiente, até a cristalização do revestimento. Após cerca de 40 minutos, a camada mais superficial foi removida com recortador de gesso e os anéis foram levados ao forno elétrico (*EDG 7000, São Carlos, SP, Brasil*) para volatilização da cera e expansão do revestimento. O ciclo térmico empregado está apresentado no gráfico abaixo.

Gráfico 1.: Ciclo térmico para volatilização da cera e expansão do revestimento

As peças foram fundidas em liga de Cobalto-Cromo (*Biodur Soft, DFS, Riedenburg, Alemanha*) por chama de Oxigênio/GLP em centrífuga elétrica C1 (*EDG, São Carlos, SP, Brasil*).

Após o processo de fundição e adequado tempo de resfriamento, as estruturas foram desincluídas e jateadas com óxido de alumínio (*Polidental Ind. e Com. Ltda., Cotia, SP, Brasil*) com granulação de 100 μm , sob pressão de 40 lib/pol² (5,62 kgf/cm²) para a remoção dos resíduos de revestimento, tomando-se o cuidado de evitar que o jato não danificasse as regiões de assentamento sobre os pilares. Os condutos de alimentação foram cortados com discos de carborundum (*Schelble® Abrasivos Piranha, Petrópolis, RJ, Brasil*). A remoção de nódulos foi feita com brocas de tungstênio em alta rotação, sobre refrigeração constante. Não foi executado polimento a fim de manter a uniformidade das peças.

A solda foi feita com máquina de solda TIG (*NTY 60, Kemit, Indaiatuba, SP, Brasil*) em um laboratório de prótese terceirizado de Ribeirão Preto-SP.

4.5 Confeção das barras usinadas

Para a confecção das barras metálicas usinadas (Cobalto-Cromo e Titânio) em CAD/CAM o modelo de trabalho com os *abutments* em posição e a barra TRINIA foram enviados para a empresa Conexão (*Conexão Sistema de Implantes, Arujá, SP, Brasil*).

As barras metálicas foram todas confeccionadas de acordo com a barra TRINIA para que todas possuíssem o mesmo desenho de estrutura, variando apenas os materiais de que foram feitas e o processo de fabricação (Figura 13). Porém a barra em CoCr usinado foi fresada manualmente na fábrica para que obtivesse um encaixe passivo nos *abutments*.

Figura 13.

A: As 4 barras 1-TRINIA 2-CoCr usinada 3-CoCr fundida 4-Titanio.

B: Na mesma ordem, vista da parte inferior.

4.6 Confeção das próteses protocolo inferiores e total superior

Para confecção da prótese total superior foi utilizado um modelo padrão da FORP-USP de um paciente desdentado total. A partir deste modelo foi confeccionado uma placa articular de resina acrílica (*Jet Clássico, Dencor, Artigos Odontológicos Clássicos Ltda., São Paulo, SP, Brasil*) e adaptado um rodete de cera sobre a placa.

Como não se estaria reabilitando um paciente, onde são tomadas medidas e planos faciais para delimitação do desgaste dos rodetes de cera, foram utilizadas medidas padrão de 21 milímetros de altura do rodete até o fundo de vestibulo na

parte anterior e 19 na posterior (Manual Laboratorial de Prótese Total FORP-USP). O desgaste foi feito com régua de Fox aquecida.

Após o ajuste do rodete de cera superior estar finalizado, foi feita uma placa articular com rodete de cera sobre uma barra sobressalente de Titânio para o modelo inferior (modelo de trabalho das barras) (Figura 14). Foi utilizado também medidas padrão de 16 milímetros de altura do rodete até o fundo de vestibulo na parte anterior e 18 na posterior (Manual Laboratorial de Prótese Total FORP-USP). Mínimos ajustes com régua de Fox aquecida foram feitos para que ambos rodetes de cera (do modelo superior e inferior) apresentassem a maior superfície de contato possível.

Figura 14. Modelo de trabalho com rodete de cera.

O modelo superior foi montado em articulador semi-ajustável (ASA) com o auxílio de uma mesa de montagem (plano de Camper). O modelo, com a placa articular e rodete, foi preso à mesa com cera e primeiramente montado no ASA com gesso pedra tipo III (*Asfer indústria química Ltda., São Caetano do Sul, SP, Brasil*), manipulado de acordo com as instruções do fabricante. Depois da presa final do gesso tipo III, foi utilizado gesso comum (*Asfer indústria química Ltda., São Caetano do Sul, SP, Brasil*) para preencher espaços e dar acabamento (Figura 15).

Figura 15.

A: modelo superior montado em ASA.

B: vista lateral.

Os modelos superior (preso ao articulador) e inferior, com as respectivas placas articulares e rodetes de cera, foram unidos em posição com grampos como

no registro de mordida de um paciente desdentado total, para que o modelo inferior fosse posicionado em ASA. O modelo inferior também foi montado primeiramente com gesso tipo III e depois completado os espaços com gesso tipo II (Figura 16).

Figura 16.

A: Modelo inferior montado em ASA.

B: vista lateral.

Foram selecionados os modelos de dente de estoque (Biotone, Dentsply Ind. e Com., Rio de Janeiro, RJ, Brasil) A25 e 32M para montagem da prótese superior e para a prótese inferior os modelos 2E e 32M.

A montagem dos dentes artificiais (Figura 17) e o enceramento de ambas as próteses, assim como a inclusão e prensagem da prótese superior, foram feitos de modo convencional, de acordo com o preconizado pela disciplina de Prótese Total da FORP-USP (Manual Laboratorial de Prótese Total FORP-USP).

Figura 17.

A: Dentes artificiais montados.

B: vista lateral.

A prótese inferior foi incluída com silicone laboratorial em uma mufla especial para que fosse utilizada a mesma mufla preparada para prensagem de todas as próteses, atuando como um guia para que todas as próteses terminassem parecidas, com a mesma quantidade de resina e posicionamento dos dentes.

Primeiramente o silicone laboratorial foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e colocado com pressão digital nos 4 orifícios da prótese onde se encaixam os *abutments* para melhor moldagem dos mesmos (Figura 18). Retenções adicionais de silicone foram feitas para que ele permanecesse no gesso da mufla.

Figura 18.

A: prótese com silicone.

B: vista ao contrário.

Gesso tipo III foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante e assentado na base da mufla. A prótese foi posicionada no centro, com leve pressão digital, até a sua base entrar em contato com o gesso (Figura 19).

Figura 19.

A: Prótese assentada na mufla.

B: vista frontal.

Após a presa final do gesso, manipulou-se mais silicone laboratorial que foi assentado sobre a prótese, de modo a copiar sua escultura e posição dos dentes (Figura 20). Retenções adicionais em silicone também foram feitas para que o silicone se prendesse ao gesso da parte superior da mufla. As cúspides dos dentes foram deixadas à mostra para entrar em contato com o gesso, proporcionando um ponto de parada mais preciso no posicionamento dos outros dentes artificiais para as outras próteses.

Figura 20: Silicone sobre a prótese na mufla.

O gesso da base da prótese foi isolado com vaselina. A mufla foi então preenchida com gesso tipo III, colocou-se a tampa e o conjunto foi colocado em uma prensa de bancada até a presa final do gesso. A mufla foi reaberta e a placa articular junto com a barra metálica foram removidos. Os restos de cera foram removidos com água quente e detergente (Figura 21).

Figura 21.
A: contra-mufla.
B: base da mufla.

Pequenas perfurações na base dos dentes artificiais foram feitas com broca esférica nº 4, para aumentar a sua fixação na base da prótese. A barra usinada de titânio foi posicionada sobre os retentores de silicone na base da mufla. Toda as superfícies de gesso e silicone foram isoladas com Cel-lac (S.S. *White Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro, Rj, Brasil*), não isolando-se os dentes.

Após a secagem do Cel-lac, resina acrílica termopolimerizável rosa médio (*Vipi Cril Plus, VIPI Indústria e Comércio Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda, Pirassununga, SP, Brasil*), foi dosada e manipulada de acordo com as instruções do fabricante. Na sua fase plástica, a resina foi posicionada entre a mufla e a contra-mufla e levada à prensa de bancada e colocada sob pressão de 750 kgf que após 15 minutos foi elevada à 1000 kgf, quando os parafusos da mufla foram apertados. Antes de iniciar o ciclo de polimerização foi necessário deixar a mufla descansar por 2 horas para permitir a saturação completa do polímero pelo monômero.

O ciclo de polimerização foi feito de acordo com as instruções do fabricante, a mufla foi colocada na polimerizadora e coberta com água. Foi injetado ar comprimido até 60 libras. A polimerizadora foi ligada até atingir a temperatura de 120°C, então foi desligada e deixada esfriar até 90°C onde foi novamente ligada até atingir 120°C, quando foi por fim desligada e deixada resfriar até 60°C. A pressão em seu interior foi liberada para que a mufla possa ser retirada e demuflada. A prótese foi retirada

de seu interior com jatos de ar e sem instrumentais perfurantes para não danificar o silicone, preservando o padrão adquirido.

Para a confecção das demais próteses inferiores o procedimento foi o mesmo, cada barra foi colocada em posição sobre os retentores de silicone na base da mufla e os dentes artificiais, modelos 2E e 32M, foram posicionados no índice de silicone formado na contra-mufla. Após a prensagem todas as próteses foram submetidas a acabamento e polimento mínimo, para não alterar o padrão obtido (Figura 22).

Figura 22.

A: prótese total superior e as 4 inferiores.

B: vista superior.

As próteses foram remontadas em ASA para que fosse feito o ajuste oclusal. O desgaste para o ajuste foi feito apenas nas próteses inferiores, para que a prótese superior pudesse ser usada como único antagonista para todas as próteses. Foi utilizado carbono Accufilm (*Accufilm II, Parkell Inc, Edgewood, NY, EUA*) para refinamento dos ajustes em oclusão cêntrica e lateralidade (Figura 23).

Figura 23.

A: próteses remontadas em ASA.

B: ajuste com carbono.

C e D: marcas do carbono.

4.7 Confeção do modelo fotoelástico

Para confecção do modelo fotoelástico foi utilizado o mesmo molde do modelo de trabalho, como dito anteriormente. Porém, para evitar forças geradas por alguma desadaptação oriunda de algum erro acumulado do processo de confecção das próteses que pudessem comprometer o modelo fotoelástico, cada prótese foi moldada em posição no modelo mestre.

Para então obter o molde para o modelo fotoelástico, o molde do modelo de trabalho foi aliviado internamente com um estilete. Os *abutments* foram inseridos na prótese e o conjunto foi assentado sobre o modelo mestre, que foi então colocado dentro do molde previamente aliviado. O molde foi preenchido com silicone máster e após o tempo de polimerização do material, o modelo mestre foi sacado, permanecendo os *abutments* e a prótese dentro do molde. Um implante curto (4,5x6, *Bicon*, *Boston, MA, EUA*) foi posicionado em cada *abutment* com o auxílio de uma pinça hemostática (Figura 24).

Figura 24.

A: prótese com *abutments* posicionados.

B: prótese sobre modelo mestre.

C: molde aliviado.

D: modelo mestre com a prótese inserido no molde.

E: implantes posicionados.

A resina fotoelástica foi manipulada na proporção de 20ml de resina (*Araldite GY279BR, Huntsman, Everberg, Bélgica*) para 10ml do endurecedor (*Aradur 2963, Huntsman, Everberg, Bélgica*). Os dois componentes foram vertidos em um becker e manipulados com bastão de vidro, com movimentos lentos e circulares por 15 minutos, quando se observou a ausência total de estrias na mistura. O becker foi levado ao interior de uma câmara de vácuo por 20 minutos para eliminação de bolhas resultantes da manipulação e da reação inicial entre os componentes da mistura. Após este tempo o becker foi retirado da câmara de vácuo e as bolhas remanescentes foram retiradas com um pedaço de papel absorvente.

A resina foi vertida no molde da seguinte maneira: enquanto uma pessoa vertia lentamente a resina no molde para evitar a formação de bolhas, outra pessoa apreendia as bolhas remanescentes no becker com um explorador. Após o molde estar completamente preenchido, bolhas em áreas críticas foram removidas com explorador e o molde foi colocado em repouso à temperatura ambiente em local fechado por 72 horas para aguardar a polimerização final da resina.

Decorrido este período de tempo, o modelo fotoelástico foi sacado do molde com jatos de ar, para que não fosse utilizado nenhum instrumento que pudesse riscar/danificar o modelo. A base do modelo foi regularizada e nivelada com lixas d'água (Figura 25). A prótese e os *abutments* foram removidos do silicone máster e colocados no modelo fotoelástico, e caso a prótese não adaptasse no modelo, todo procedimento era refeito.

Para cada prótese todo o procedimento foi feito novamente, assim cada uma teve seu próprio modelo fotoelástico.

Figura 25. Modelo mestre e modelo fotoelástico.

4.8 Análise fotoelástica

O modelo fotoelástico foi levado ao polariscópio (*G.U.N.T. Gerätebau GmbH, Barsbüttel, Alemanha*) para certificação da ausência de tensões no material fotoelástico, representado pela total ausência de franjas (Figura 26). A presença de franjas nesta fase indica que há tensões residuais no modelo, contraindicando seu uso.

Figura 26.
A: 1-fonte de luz, 2-célula de carga, 3-filtros.
B: vista da câmera.
C: controle de carga.

Não existindo franjas no modelo, os *abutments* foram posicionados na prótese e levados ao modelo. Após estarem em posição a prótese foi retirada e individualmente cada abutment recebeu 3 batidas do cabo de uma espátula em seu longo eixo, para o assentamento final do abutment no implante. A prótese foi provada e caso não precisasse que nenhum abutment fosse reposicionado, a

prótese foi cimentada com cimento de fosfato de zinco (*S.S. White Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro, Rj, Brasil*). Após a presa final do cimento, os excessos foram removidos e o modelo foi levado a uma estufa a 50°C por 10 minutos para alívio das tensões formadas durante a cimentação. Após o resfriamento do modelo a temperatura ambiente, o mesmo foi levado ao polariscópio para certificação da ausência de tensões, caso ainda houvesse tensões o modelo era descartado.

Foram feitos quatro tipos de carga:

- Oclusão contra a prótese total superior;
- Mordida anterior em roletes de algodão;
- Mordida posterior em roletes de algodão;
- Carga pontual no extremo posterior da prótese.

Para as 3 primeiras, foi utilizada a prótese total superior previamente confeccionada. Esta prótese foi adaptada na célula de carga por meio de um parafuso com roscas preso a ela. O modelo inferior foi colocado na base e o modelo superior colocado em oclusão. O parafuso foi preso à prótese superior em posição com resina acrílica indicado pela seta na Figura 27. Para carga pontual foi utilizada a ponta que pode ser visualizada na Figura 26.

Figura 27. Parafuso da célula de carga (indicado pela seta) preso à prótese, durante ensaio.

Para cada tipo de carga foram tiradas 3 fotos, uma da região posterior direita, uma central e outra posterior esquerda (Figura 28). Após cada foto o modelo foi colocado em estufa a 50°C por 10 minutos e deixado resfriar à temperatura ambiente, para eliminar as tensões residuais e tirar a próxima foto, já que a base não gira 360°. Caso o modelo acumulasse tensões no meio do ensaio, este era descartado e um novo modelo era feito e todo o ensaio refeito. Cada modelo foi utilizado para somente a prótese na qual ele foi moldado.

A análise fotoelástica da distribuição de tensões foi feita de modo qualitativo comparando-se as 4 próteses entre si.

Figura 28.

A: região posterior direita.

B: central.

C: posterior esquerda.

4.9 Análise do Peso

Para realizar a pesagem foi utilizada uma balança eletrônica analítica com sensibilidade de 0,1 mg e capacidade para 210 g (Metler Toledo GmbH Laboratory & Weighing Technologies, Greifensee, Suíça). Foram feitas 3 medidas subsequentes para cada situação para obtenção de um valor médio entre elas. Foram feitas as pesagens das seguintes situações:

- Todas as 4 barras (Trinia, CoCr fundido, Titânio usinado e CoCr usinado) foram pesadas separadamente.
- Todas as 4 próteses inferiores foram pesadas separadamente.
- A diferença de peso entre cada barra e sua respectiva prótese também foi calculada.

A análise do peso foi feita de modo comparativo por meio do cálculo da porcentagem do menor peso em relação ao maior, comparando-se todas as barras e todas as próteses entre si.

4.10 Análise do Desajuste Vertical

As leituras do desajuste vertical foram realizadas com as barras antes da confecção das próteses. Os *abutments* foram posicionados no interior das barras e levados ao modelo mestre. O conjunto foi assentado no modelo mestre sob força de 50 N com o auxílio de um delineador modificado (Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese – FORP-USP), simulando um assentamento por pressão digital, mas padronizando esta força (Figura 29). Foram feitas cargas de 10 segundos sobre os 4 pontos da barra onde se localizavam os *abutments*.

Figura 29. Delineador modificado.

As leituras foram realizadas em um microscópio óptico comparador (*Leica Microsystems, Wetzlar, Alemanha*) em aumento de 40x. Foram lidas as faces vestibular e lingual de cada abutment, sendo que em cada face foram realizadas 3 medições. O próprio formato do modelo mestre permitiu a padronização das regiões mensuradas (Figura 30).

A análise do desajuste vertical foi feita de modo comparativo por intermédio do cálculo da porcentagem do menor desajuste em relação ao maior, comparando-se todas as barras entre si.

Figura 30.

A: microscópio ótico comparador.

B: formato do modelo serviu como base angulada.

5. RESULTADOS

5.1 Análise Fotoelástica

5.1.1 Oclusão Total

As imagens obtidas nos ensaios de fotoelasticidade com oclusão total contra antagonista são apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1 - Fotos de todas as próteses em oclusão total.

	Direita	Central	Esquerda
Trinia
CoCr F
Ti U
Cocr U

Observou-se, no implante posicionado na região posterior direita em oclusão total com antagonista, a formação de franja de ordem 1 com as próteses feitas com estrutura em titânio usinado, CoCr fundido e Trinia, com maior tensão no ápice e na distal do implante, sendo a menor abrangência de tensões observada para titânio.

Para a prótese com estrutura em CoCr usinado observou-se a formação de franja de ordem 2 com o mesmo tipo de distribuição observado nas outras próteses, indicando maior sobrecarga neste implante quando utilizada este tipo de estrutura.

Observou-se, nos implantes centrais em oclusão total com antagonista, a formação de franja de ordem 1 no ápice dos implantes em todas as próteses, sendo a maior abrangência de tensões observada para CoCr usinado.

Também houve concentração de tensões na cervical dos implantes nesta posição, com exceção da prótese feita com estrutura em Trinia. Sobrecarga na região de crista óssea é considerada crítica no tratamento e preservação de reabilitações com implantes. A maior abrangência de tensões neste caso também foi observada para CoCr usinado.

Observou-se, no implante posicionado na região posterior esquerda em oclusão total com antagonista, a formação de franja de ordem 1 com as próteses feitas com estrutura em Trinia e CoCr fundido, com maior tensão no ápice e na distal do implante, sendo a menor abrangência de tensões observada para Trinia.

As próteses com estrutura em titânio usinado e CoCr usinado apresentaram formação de franja de ordem 2 com o mesmo tipo de distribuição, indicando maior sobrecarga neste implante quando utilizadas estas estruturas, sendo que o CoCr usinado apresentou tensões também na cervical do implante.

Como análise final para carga em oclusão total com antagonista:

- A prótese com estrutura em Trinia não apresentou sobrecarga em nenhum implante na parte cervical, diferente das próteses com outras estruturas. Além disso, apresentou sempre a menor quantidade e abrangência de tensões ou comparável com a menor.

- A prótese com estrutura em CoCr fundido apresentou tensão na região cervical no implante 3 (central). No implante posterior esquerdo apresentou distribuição de tensões ao redor de todo implante e mais concentrada na região apical, o melhor tipo de distribuição encontrado para este implante neste caso. Também apresentou sempre a menor quantidade e abrangência de tensões ou comparável com a menor.
- A prótese com estrutura em Titânio usinado apresentou tensão na região cervical no implante 3 (central). No implante posterior direito apresentou distribuição de tensões ao redor de todo implante e mais concentrada na região apical, o melhor tipo de distribuição encontrado para este implante neste caso. Também apresentou sempre a menor quantidade e abrangência de tensões ou comparável com a menor.
- A prótese com estrutura em CoCr usinado apresentou a maior abrangência de tensão na região cervical dos implantes 3 (central) e 4 (posterior esquerdo). Apresentou sempre a maior quantidade e abrangência de tensões, o que indica maior sobrecarga ao utilizar esta estrutura nesta situação.

5.1.2 Mordida Anterior

As imagens obtidas nos ensaios de fotoelasticidade com mordida anterior em algodão são apresentadas na Tabela 2.

Tabela 2 - Fotos de todas as próteses em mordida anterior.

	Direita	Central	Esquerda
Trinia
CoCr F
Ti U
CoCr U

Observou-se, no implante posicionado na região posterior direita com mordida anterior, a formação de franja de ordem 1 com todas as próteses, com maior tensão no ápice e na distal do implante, sendo a menor abrangência de tensões observada para titânio usinado.

Também podemos observar que, nos implantes centrais com mordida anterior, a formação de franja de ordem 1 com as próteses feitas com estrutura em CoCr fundido e titânio usinado, com maior tensão no ápice dos implantes 2 e 3 e na distal do implante 3, sendo a menor abrangência de tensões observada para titânio usinado.

Para as próteses com estrutura em CoCr usinado e Trinia observou-se a formação de franja de ordem 2, com maior tensão: no ápice dos implantes 2 e 3 e na mesial do implante 3 para a Trinia e no ápice e mesial do implante 2 e na cervical do implante 3 para CoCr usinado, indicando maior sobrecarga nestes implantes quando utilizadas as estruturas supracitadas, principalmente CoCr usinado que apresentou a maior concentração de tensões na região cervical.

Observou-se, no implante posicionado na região posterior esquerda com mordida anterior, a formação de franja de ordem 1 com todas as próteses, com maior tensão: no ápice e na mesial do implante para CoCr fundido e no ápice e na distal do implante para as demais estruturas, sendo a menor abrangência de tensões observada para Trinia.

A prótese com estrutura em titânio foi a única que apresentou concentração de tensões na cervical do implante nesta situação.

Como análise final para mordida anterior:

- A prótese com estrutura em Trinia apresentou sobrecarga nos implantes centrais porém os implantes posteriores não apresentaram essa sobrecarga, sendo que o da região posterior esquerda teve a menor abrangência de tensões.
- A prótese com estrutura em CoCr fundido apresentou quantidade e abrangência de tensões sempre comparável com a menor para esta

situação. Apresentou um pouco de tensão na cervical do implante 3 (central), porém não tanto como com outros materiais.

- A prótese com estrutura em Titânio usinado apresentou a menor quantidade e abrangência de tensões nos implantes centrais e posterior direito. Porém apresentou tensão na região cervical dos dois implantes centrais e do posterior esquerdo.
- A prótese com estrutura em CoCr usinado apresentou sempre a maior quantidade e abrangência de tensões ou comparável com a maior, o que indica maior sobrecarga ao utilizar esta estrutura nesta situação. Apresentou tensão na cervical de todos os implantes, sendo a pior situação observada no implante 3 (central).

5.1.3. Mordida Posterior

As imagens obtidas nos ensaios de fotoelasticidade com mordida posterior unilateral em algodão são apresentadas na Tabela 3.

Tabela 3 - Fotos de todas as próteses em mordida posterior unilateral.

	Direita	Central	Esquerda
Trinia
CoCr F
Ti U
Cocr U

Observou-se, no implante posicionado na região posterior direita com mordida posterior, a formação de franja de ordem 2 com todas as próteses, com maior tensão no ápice e na distal do implante, sendo que todas apresentaram abrangência de tensões similar.

Com exceção da prótese com estrutura em Trinia, todas as próteses apresentaram tensão na cervical do lado direito do implante, sendo a maior abrangência de tensões cervicais observada para CoCr usinado.

Observou-se, nos implantes centrais com mordida posterior, a formação de franja de ordem 1 com todas as próteses, sendo a menor abrangência de tensões observada para Trinia.

Novamente, com exceção da prótese com estrutura em Trinia, todas as próteses apresentaram tensão na cervical dos implantes centrais, sendo a maior abrangência de tensões cervicais observada para CoCr usinado.

Observou-se, no implante posicionado na região posterior esquerda com mordida posterior unilateral, a formação de franja de ordem 1 com todas as próteses, com maior tensão no ápice e na distal do implante, sendo a menor abrangência de tensões observada para CoCr fundido e Trinia.

Somente para a prótese com estrutura em CoCr usinado observou-se a formação de tensões na região cervical do implante nesta situação.

Como análise final para mordida posterior unilateral:

- A prótese com estrutura em Trinia foi a única que não apresentou tensão na região cervical de nenhum implante para esta situação. Apresentou sempre a menor quantidade e abrangência de tensões ou comparável com a menor.
- A prótese com estrutura em CoCr fundido apresentou também a menor quantidade e abrangência de tensões ou comparável com a menor. Apresentou a menor abrangência de tensões cervicais dentre as próteses estudadas.
- A prótese com estrutura em Titânio usinado apresentou tensão na região cervical dos implantes 1, 2 e 3.
- A prótese com estrutura em CoCr usinado foi a única que apresentou tensão na região cervical em todos os implantes para esta situação. Também apresentou a maior quantidade e abrangência de tensões cervicais para todos os implantes, o que indica maior sobrecarga na cervical ao utilizar esta estrutura.

5.1.4. Carga Pontual Posterior

As imagens obtidas nos ensaios de fotoelasticidade com carga pontual na região mais posterior da prótese são apresentadas na Tabela 4.

Tabela 4 - Fotos de todas as próteses em carga pontual posterior unilateral.

	Direita	Central	Esquerda
Trinia
CoCr F
Ti U
Cocr U

Observou-se, no implante posicionado na região posterior direita com carga pontual posterior unilateral, a formação de franja de ordem 4 com as próteses feitas com estrutura em CoCr fundido, CoCr usinado e titânio usinado, com maior tensão na distal do implante, sendo a menor abrangência de tensões observada para titânio usinado. Com as próteses com estrutura em CoCr fundido e CoCr usinado observou-se a formação de franja de ordem 3 na região cervical do lado direito do implante, com maior abrangência para CoCr usinado.

Com a prótese com estrutura em Trinia observou-se a formação de franja de ordem 5, com tensão distribuída de modo uniforme ao redor de todo implante.

Observou-se, nos implantes centrais com carga pontual posterior unilateral, a formação de franja de ordem 1 com todas as próteses, sendo a menor abrangência de tensões observada para Trinia e CoCr fundido.

As próteses com estrutura em titânio usinado e CoCr usinado apresentaram tensão na região cervical do implante 3 (central), com maior abrangência de tensões para CoCr usinado.

Observou-se, no implante posicionado na região posterior esquerda com carga pontual posterior unilateral, a formação de franja de ordem 2 com todas as próteses, com maior tensão na distal para CoCr e titânio usinados e distribuição uniforme para CoCr fundido e Trinia.

Como análise final para carga pontual posterior temos:

- A prótese com estrutura em Trinia apresentou formação de franja de ordem 5 no implante posterior direito, porém apresentou distribuição de tensões de modo uniforme ao redor dos implantes 1 e 4, o que mecanicamente é considerado ideal, principalmente em um caso considerado crítico como carga pontual, onde pode-se perceber que as tensões geradas são maiores.
- A prótese com estrutura em CoCr fundido apresentou a menor abrangência de tensões ou comparável com a menor para todos os implantes.
- A prótese com estrutura em Titânio usinado apresentou tensão na região cervical dos implantes 3 e 4, e distribuição de tensões irregular em todos os implantes.
- A prótese com estrutura em CoCr usinado apresentou a maior tensão na região cervical de todos os implantes.

5.2 Peso

Os valores médios das três medições de peso para cada barra e cada prótese são apresentados na Tabela 5, bem como o peso da resina e dos dentes artificiais (diferença entre o peso da prótese e o da barra).

Tabela 5 - Média dos pesos da barra, prótese e resina+dentes.

Material	Peso (g)		
	Barra	Prótese	Resina+Dentes
Trínia	2,35	9,51	7,16
CoCr Fundido	9,99	17,13	7,14
Titânio Usinado	5,53	12,46	6,93
CoCr Usinado	10,87	18,12	7,25

A partir dos dados da Tabela 5 foi realizada a comparação entre os pesos das barras, da prótese e da resina+dentes, por meio de porcentagem da mais leve em relação a mais pesada, de acordo com as Tabelas 6, 7 e 8.

Tabela 6 - Comparação entre o peso das barras (%).

	Trínia	CoCr Fundido	Titânio Usinado	CoCr Usinado
Trínia	-	325,11	135,32	362,55
CoCr Fundido	325,11	-	80,65	8,81
Titânio Usinado	135,32	80,65	-	96,56
CoCr Usinado	362,55	8,81	96,56	-

Tendo como base de comparação o peso da barra de Trinia em relação ao das barras metálicas tem-se que: a barra de Titânio Usinado é 135,32% mais pesada, a barra de CoCr Fundido é 325,11% mais pesada e a barra de CoCr Usinado é 362,55% mais pesada.

Agora, tendo como base de comparação o peso da barra de Titânio Usinado em relação ao das demais barras metálicas, tem-se que: a barra de CoCr Fundido é 80,65% mais pesada e a barra de CoCr Usinado é 96,56% mais pesada.

Comparando as duas barras de CoCr tem-se que: a barra de CoCr Usinado é 8,81% mais pesada do que a barra de CoCr Fundido.

Tabela 7 - Comparação entre o peso das próteses (%).

	Trínia	CoCr Fundido	Titânio Usinado	CoCr Usinado
Trínia	-	80,13	31,02	90,54
CoCr Fundido	80,13	-	37,48	5,78
Titânio Usinado	31,02	37,48	-	45,43
CoCr Usinado	90,54	5,78	45,43	-

Tendo como base de comparação o peso da prótese com a barra de Trinia em relação ao das próteses com as barras metálicas tem-se que: a com Titânio Usinado é 31,02% mais pesada, a com CoCr Fundido é 80,13% mais pesada e a com CoCr Usinado é 90,54% mais pesada.

Agora, tendo como base de comparação o peso da prótese com a barra de Titânio Usinado em relação ao das demais com barras metálicas, tem-se que: a com CoCr Fundido é 37,48% mais pesada e a com CoCr Usinado é 45,43% mais pesada.

Comparando as duas próteses com barras de CoCr tem-se que: a com CoCr Usinado é 5,78% mais pesada do que a com CoCr Fundido.

Tabela 8 - Comparação entre o peso da resina+dentes (%).

	Trínia	CoCr Fundido	Titânio Usinado	CoCr Usinado
Trínia	-	0,28	3,32	1,26
CoCr Fundido	0,28	-	3,03	1,54
Titânio Usinado	3,32	3,03	-	4,62
CoCr Usinado	1,26	1,54	4,62	-

Tendo como base de comparação o peso da resina+dentes feitos sobre a barra de Titânio Usinado em relação ao da resina+dentes sobre as barra metálicas e de Trinia tem-se que: a da CoCr Fundido é 3,03% mais pesada, a da Trinia é 3,32% mais pesada e a da CoCr Usinado é 4,62% mais pesada.

Agora, tendo como base de comparação o peso da resina+dentes feitos sobre a barra de CoCr Fundido em relação ao da resina+dentes sobre as barras Trinia e CoCr Usinado, tem-se que: a da Trinia é 0,28% mais pesada e a da CoCr Usinado é 1,54% mais pesada.

Comparando a resina+dentes da Trinia e da CoCr Usinado tem-se que: a da CoCr Usinado é 1,26% mais pesada do que a da Trinia.

5.3 Desadaptação Marginal

Os valores médios da desadaptação marginal para cada barra são apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 - Desadaptação marginal média

Barra	Desadaptação (μm)
Trínia	91,75
CoCr Fundido	212,13
Titânio Usinado	119,75
CoCr Usinado	136,50

Ao analisar a Tabela 9 pode-se estabelecer a seguinte ordem de desadaptação marginal das barras, partindo do menor valor para o maior: Trinia (91,75 μm) < Titânio Usinado (119,75 μm) < CoCr Usinado (136,50 μm) < CoCr Fundido (212,13 μm).

6. DISCUSSÃO

O principal objetivo deste estudo foi comparar diferentes materiais e técnicas utilizadas para confeccionar barras em próteses, sobre implantes *locking taper*, do tipo protocolo de Branemark, porém cimentadas. Os diversos materiais e técnicas apresentaram resultados diferentes entre si, destacando-se a quantidade de tensões distribuídas na região cervical do implante em algumas situações.

Na literatura é descrito que o acúmulo de tensão afeta o processo de remodelação óssea ao redor dos implantes (BRANEMARK et al., 1987; BIDEZ; MISCH, 1992). O limite fisiológico do osso em suportar tais tensões ainda não foi bem definido e pode variar de cada indivíduo, porém quando há uma sobrecarga e este limite fisiológico é rompido, microfraturas são formadas na interface osso-implante (RANGERT; SULLIVANT, 1993; ROBERTS, 1993). Tais microfraturas podem levar a perda de densidade, e quando acumuladas na crista óssea podem levar a reabsorção da crista, que causa defeitos estéticos e funcionais (DUYCK et al., 2001). Como na maioria das próteses implantossuportadas a carga oclusal não é aplicada somente no seu longo-eixo, há a formação uma resultante em braço de alavanca (SMEDBERG et al., 1996; RICHTER, 1998), que potencializa as forças funcionais, o que pode aumentar a ocorrência de sobrecarga óssea. Como Sahin et al. (2002) concluíram em sua revisão da literatura, a preservação de reabilitações implantossuportadas parece ser melhor quando se evitam acúmulo de forças excessivas, mas é certo que as tensões transmitidas aos implantes afetam a remodelação óssea ao seu redor.

No ensaio de carga realizado com oclusão total entre as duas próteses, pode-se observar que a barra em resina reforçada por fibra foi a única que não distribuiu tensões para a região cervical do implante. Todas as outras barras distribuíram um pouco de tensão para esta região, como também pode ser observado no estudo de Guichet et al (2000) que relata acúmulo de tensões na região cervical dos implantes que sustentam uma prótese cimentada de três elementos com um sendo pântico. No estudo de Tonella et al. (2011) e de Castro et al. (2013) também, apesar de não ser o principal objetivo de ambos, pode-se perceber na descrição de resultados a presença de tensão no que seria a crista óssea do modelo fotoelástico, confirmando a indicação de que as barras metálicas apresentaram distribuição de tensão para

região cervical dos implantes. A barra feita em CoCr usinado foi a que apresentou maior abrangência e intensidade de tensões.

Com o intuito de se estudar a distribuição de tensão ao redor dos implantes a partir de carregamentos funcionais foram utilizados rolos de algodão como material interposto na mordida para harmonizar o contato oclusal, como descrito por Ferrario et al. (2000) e Sforza et al. (2011). Realizou-se a simulação de uma mordida anterior, com como na situação de morder uma maçã ou rasgar um pedaço de carne, com os dentes anteriores entrando em contato primeiro com um obstáculo resistente em interposição. Nesta situação, novamente a barra em Trinia foi a única que não distribuiu tensões para a região cervical dos implantes. A barra em CoCr fundida obteve bons resultados, sendo a que obteve menor intensidade e abrangência de tensões. Novamente a barra em CoCr usinada foi a que distribuiu da pior forma as tensões, com sobrecarga na região cervical do implante e maior abrangência de tensões.

Para simular mordida posterior, situação em que o paciente mastiga o bolo alimentar com os dentes posteriores e na maioria dos casos apenas de um lado, foi utilizado também a técnica com rolos de algodão. Novamente a barra em Trinia apresentou os melhores resultados de distribuição de tensões, juntamente com a barra de CoCr fundida. A barra em CoCr usinado distribuiu tensões para a região cervical de todos os implantes, apresentando mais uma vez os piores resultados.

No ensaio de carga pontual posterior na região mais distal da prótese foram notadas as maiores abrangências de tensões neste estudo, pela resultante da carga aplicada ser maior devido ao braço de alavanca formado pelo cantilever da prótese. Diversos autores afirmam que cargas nesta extensão além do último implante geram tensões excessivas, maiores do que as visualizadas quando a carga foi aplicada em outras regiões da prótese (White et al. 1994, Jacques et al. 2009, Pinto et al 2011). A barra em CoCr fundido se destacou por apresentar a menor intensidade e abrangência de tensões distribuídas no modelo. A barra em Trinia apresentou maior intensidade na tensão porém a distribuiu de modo uniforme ao redor de todo o implante. A barra em CoCr usinado distribuiu mais tensão para região cervical dos implantes do que as demais.

No que tange a distribuição de tensões, os materiais se comportaram de forma diferente neste estudo nos diversos tipos de carga realizadas, assim como foi verificado no estudo de Torres et al. (2011), no qual foi feita uma análise fotoelástica quantitativamente, o que possibilitou a realização de análise estatística em que também foi constatado que os materiais distribuem tensões de forma diferente.

A barra feita por CAD/CAM de resina reforçada por fibras apresentou os melhores resultados, visto que foi a única que não transmitiu tensões para a região cervical do implante, estes resultados mostram o benefício que se pode obter ao confeccionar barras com este material, uma vez que próteses metálicas cimentadas distribuem maiores níveis de tensão para esta região, como já descrito por Guichet et al (2000) e obtido nas análises de estruturas metálicas do presente estudo. Mesmo na situação crítica de aplicação de carga no extremo da extensão do cantilever a barra em resina distribuiu as tensões de forma uniforme pelo corpo do implante. Erkman et al. (2013) realizaram estudo semelhante, para comparar por análise tridimensional em elementos finitos a distribuição de tensões com uma prótese implantossuportada, porém com 3 elementos, em CoCr+porcelana ou resina reforçada+resina composta, em que concluíram que uma prótese de composto reforçado por fibra e resina pode eliminar o stress excessivo na interface osso-implante, minimizando o risco de perda de osso peri-implantar devido à sobrecarga funcional. Ciftçi e Canay (2001) afirmam que resina acrílica e resina com reforço de fibras podem reduzir em até 25% a tensão gerada quando comparada com ouro e porcelana. Isto pode ser devido às propriedades do material: a resina sofre uma deformação elástica ou reversível ao receber tensões, dissipando parte desta tensão e distribuindo melhor o restante por toda a sua extensão (ANUSAVICE, 2005); a resina também é menos rígida, possuindo dureza Knoop entre 18 e 20 e módulo de elasticidade de 2,4GPa (ANUSAVICE, 2005), valores consideravelmente menores do que os de ligas metálicas, o que propicia facilidade maior do fresamento em máquina CAD/CAM, proporcionando nítida melhora na adaptação interna dos receptáculos da barra, o que também faz com que as tensões sejam distribuídas de forma ideal.

A literatura parece ser inconclusiva sobre os efeitos do uso de resina em reabilitações implantossuportadas com o intuito de diminuir as tensões geradas

(DAVIS et al., 1988; STEGAROIU et al., 1998; CIFTÇI; CANAY, 2001; MENANI et al., 2013). Porém a maioria dos trabalhos, como os supracitados, compara a resina sendo utilizada como material estético de revestimento, em que a estrutura em si continua metálica. Os resultados podem ser inconclusivos, pois no final a estrutura é a responsável por distribuir as forças através de si até os implantes, o material estético apenas transfere um pouco da carga diretamente para a estrutura. Neste estudo a variável foi a estrutura, tanto no material quanto no método de fabricação, permanecendo o material estético o mesmo para todos os espécimes.

A barra feita por CAD/CAM em CoCr apresentou a pior distribuição e maior intensidade de tensões. Jacques et al. (2009) avaliaram a distribuição de forças pelo uso de extensômetros, chegando a conclusão de que a liga de CoCr resultou em níveis maiores de deformação, assim como neste estudo. Tais resultados podem estar associados ao fato de que o CoCr é um metal muito rígido, com densidade 7,5 g/cm³ e módulo de elasticidade entre 145-220 GPa, comparados com densidade 4,5 g/cm³ e módulo de elasticidade 103 GPa para titânio e 2,4 GPa para resina (ANUSAVICE 2005). Tais propriedades podem provocar maior desgaste nas ferramentas de peças em metal e dificuldade na fresagem em CAD/CAM, tanto que após a fresagem da barra foi necessário retrabalho manual nos receptáculos para que a barra encaixasse passivamente no intermediário, o que prejudicou a adaptação nos guias do intermediário. Apesar de a adaptação marginal ter sido satisfatória, pôde-se notar que a adaptação interna foi comprometida pelo fato de que as guias de inserção do *abutment* (chanfros nas partes vestibular e lingual que orientam a colocação adequada do *abutment*) não estarem presentes, o que indicou uma sobrefresagem interna da mesma, fato este que possivelmente levou a barra em CoCr usinado a apresentar o pior quadro de distribuição de forças do estudo.

A barra fundida em CoCr apresentou os piores resultados de adaptação marginal, que gerou tensão residual após a aplicação das diferentes cargas. Como os implantes utilizados neste estudo possuem um sistema de retenção conhecido como *locking taper*, onde não há parafusos para reter o *abutment* no implante ou a peça protética no *abutment*, toda esta sobrecarga que deveria ser localizada nos parafusos e componentes foi transferida para os implantes e modelo fotoelástico por meio do íntimo contato que ocorre entre *abutment* e implante nesta conexão

(DIBART et al., 2005), o que levou à formação de tensão residual no modelo fotoelástico ao final do ensaio da barra fundida, o que pode indicar a sobrecarga do sistema a longo prazo, contraindicando o uso desta prótese, pois, segundo Campi et al. (2010), próteses não passivas podem até levar a perda da osseointegração do implante ao longo do tempo.

Ao contrário da barra feita em CAD/CAM, a barra fundida não foi usinada internamente, mantendo os guias do *abutment*, que além de auxiliar na correta inserção do mesmo, atuam como equalizadores na distribuição de forças. Caso esta barra fosse usinada internamente ela poderia apresentar melhores resultados de adaptação marginal, porém perderia os guias internos, e como a outra barra, apresentaria piores resultados na distribuição de tensões. Torres et al (2011) fizeram análise fotoelástica quantitativa e puderam concluir que estatisticamente a barra fundida em CoCr transmitiu maiores níveis de tensões para os implantes, como foi verificado qualitativamente neste estudo. Kunavisarut et al. (2002), Gomes et al. (2009) e Assunção et al. (2011) relatam em seus estudos por análise de elementos finitos que o aumento da desadaptação marginal não influencia a quantidade de tensão transmitida para o rebordo ósseo adjacente, diferente do verificado neste estudo. Porém, todos os autores supracitados relatam em seus estudos que a desadaptação marginal influencia a tensão exercida na peça protética, no *abutment* e principalmente nos parafusos de retenção, em associação à conclusão de Barbosa et al. (2010) que a barra feita em liga de CoCr apresentou o pior resultado de passividade do seu estudo. A barra feita por CAD/CAM em titânio, que é um metal menos rígido do que o CoCr, foi melhor usinado pela máquina de CAD/CAM, não precisando ser retrabalhada, o que fez com que ela mantivesse os guias internos e ao mesmo tempo apresentasse adaptação marginal aceitável, levando a resultados satisfatórios em comparação aos outros espécimes deste estudo. Nos estudos de Ferreira et al. (2014) e Barbosa et al. (2010) o titânio também apresentou resultados melhores de distribuição de tensões do que ligas de CoCr e NiCr e melhor passividade, respectivamente.

Por intermédio da análise do peso, pode-se afirmar que o procedimento de padronização das próteses foi satisfatório, tendo em vista que a variação das pesagens da parte de resina+dentes artificiais variou até no máximo 4,62% e que os

dentes foram apoiados em gesso na mufla, aumentando a precisão do posicionamento dos mesmos. Portanto, o peso das barras foi o fator definitivo para a variação no peso final entre as próteses, já que a parte de resina e dentes apresentou praticamente o mesmo peso em todas. As próteses com as barras de CoCr foram as mais pesadas, tanto fundida quanto usinada (17,13 e 18,12g respectivamente, uma variação de 5,78%), já que ambas tiveram o mesmo modelo de barra e foram feitas do mesmo material. Próteses mandibulares pesadas podem causar desconforto ao paciente, principalmente em idosos, exigindo maior força muscular e uso da ATM, sendo que este grupo de pacientes normalmente apresenta menor tônus muscular e desgaste da articulação.

A prótese com barra de titânio pesou 12,46g, uma diferença de 37,48 e 45,43% das próteses com barras de CoCr fundido e usinado, respectivamente. A prótese com barra de Trinia foi a mais leve do estudo, pesando 9,51g, diferindo em 31,02; 80,13 e 90,54% de titânio, CoCr fundido e usinado, respectivamente. Deve-se considerar utilizar materiais mais leves ao se fazer próteses de arcada total, pois isto gera maior conforto ao paciente, que irá sustentar o peso da prótese na boca durante todo o tempo, visto que é uma prótese fixa.

Com relação à desadaptação marginal, podem-se dividir os resultados em três patamares: 1- a barra em Trinia, que apresentou o menor resultado (91,75 μm); 2- as barras metálicas fresadas em CAD/CAM, que apresentaram valores próximos (119,75 μm para titânio e 136,50 μm para CoCr); 3- a barra de CoCr fundido, que apresentou o maior valor de desadaptação (212,13 μm). Apesar de trabalhos recentes ainda relatarem que não há um consenso na literatura sobre o nível de desajuste clinicamente aceitável, é claro que se deve optar sempre por uma prótese com menor desadaptação marginal e maior passividade (SAHIN; ÇEHRELI, 2001; MONTEIRO et al., 2010).

As barras usinadas em máquina de CAD/CAM apresentaram melhor adaptação marginal do que a barra fundida, o que vai ao encontro dos achados nos estudos de Oyague et al. (2012) e Paniz et al. (2013). O processo de fundição convencional é passível de gerar muitas falhas como nódulos, bolhas, contração da liga, entre outras (SAHIN; ÇEHRELI, 2001; ANUSAVICE, 2005) por ser um

procedimento técnico-dependente, também exigindo alto nível técnico para que tais imperfeições sejam removidas sem se perder a adaptação interna à custa de melhorar a adaptação marginal. E dentro das barras usinadas, novamente pode-se destacar que a dureza do metal interferiu na precisão da fresagem, afinal a barra em titânio teve melhor adaptação do que a barra em CoCr, mesmo sendo retrabalhada. A barra em resina reforçada por fibra, por ser um material de fácil fresagem, apresentou o melhor resultado.

A partir de todos os resultados obtidos neste estudo, podem-se qualificar as barras em Trinia e titânio usinadas por CAD/CAM como as mais indicadas para reabilitações extensas em mandíbula, pois:

Do ponto de vista de distribuição de tensões, ambas apresentaram resultados considerados muito bons, sendo que a Trinia pode ser indicada como a que obteve melhores resultados. As barras em titânio usinado e CoCr fundido foram similares, porém esta última gerou tensões residuais no modelo fotoelástico, o que pode indicar que em uma situação clínica, ao longo dos anos, este tipo de barra pode levar a uma sobrecarga do sistema. Como a barra em titânio usinado não gerou tensões residuais no modelo, foi indicada como a segunda melhor com relação à distribuição de tensões;

Em relação ao peso, ambas as barras apresentaram as menores medições, proporcionando o melhor conforto para o paciente dentro da situação proposta no estudo, sendo que a barra em Trinia foi a mais leve;

A desadaptação marginal das duas barras foi considerada satisfatória e também foram as duas menores do estudo, sendo que a barra em Trinia foi a que obteve o menor valor;

A adaptação interna de ambas foi satisfatória, apesar de não ter sido feito nenhum ensaio para mensurá-la, pode-se dizer que ambas apresentaram boa adaptação interna, pois nenhuma levou a formação de tensões residuais no modelo fotoelástico e quando da manipulação para colocação dos *abutments* na barra, o operador pôde sentir que os guias foram mantidos, visto que o *abutment* não girava;

em relação às dificuldades de obtenção, a barra em Trinia pode ser considerada mais dificultosa do que a em titânio usinado, pois é uma barra com maior custo de fabricação (em média 4 vezes mais cara do que a em titânio), maior custo de logística (a barra em Trinia só é confeccionada nos EUA, enquanto a em titânio pode ser feita em laboratórios nacionais), maior tempo de espera (devido a alfândega e a distância, o tempo entre enviar o modelo ao laboratório no EUA e receber a barra de volta foi de 40 dias, para a barra em titânio que foi usinada em laboratório nacional, este tempo foi de 10 dias) e não possui tantos estudos na literatura quanto o titânio;

Como fatores limitantes do estudo têm-se que: foi avaliada qualitativamente a distribuição de tensões, onde não é possível obter dados para uma análise estatística criteriosa; nos ensaios de peso e desadaptação marginal também não foram realizadas análises estatísticas, pois foi feita somente uma barra por cada variável, não obtendo valores suficientes para uma análise. Apesar das limitações do estudo e tendo em vista o objetivo do mesmo, pode-se considerar que a barra em titânio usinada por CAD/CAM é a mais indicada para reabilitações do tipo protocolo de Branemark no cotidiano do clínico no Brasil, pois apresentou resultados satisfatórios e pode ser fabricada em território nacional a preços acessíveis. Para reabilitações estéticas em resina e quando o material puder ser utilizado no Brasil, barras em Trinia podem ser consideradas como alternativas plausíveis à ligas metálicas convencionais.

7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados deste estudo, e considerando suas limitações, foi possível concluir que:

- A prótese com estrutura em resina reforçada por fibra obteve melhores resultados na análise qualitativa de distribuição de tensões e na adaptação marginal além de ter apresentado menor peso.
- A prótese com estrutura em liga de cobalto-cromo, tanto usinada como fundida, apresentou falhas na distribuição de tensões e adaptação deficiente.
- A falta de adaptação interna influenciou de forma negativa a distribuição de tensões e ocasionou a formação de tensão residual no modelo fotoelástico.
- A estrutura usinada por CAD/CAM em titânio obteve os melhores resultados dentre as barras metálicas.
- O processo de fundição gera deformações na adaptação dos cilindros, necessitando de ajustes internos e tornando-se mais suscetível a erros do que o processo de CAD/CAM.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Akça K, Cehreli MC A photoelastic and strain gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. Int J Periodontics Restorative Dent. 2008 Aug; 28(4):391-9.

Akeredolu PA, Adeyemo WL, Omololu OB, Karunwi O. Implant restoration of partially edentulous ridges: a review of 121 Nigerian patients. Implant Dent. 2010 Feb; 19(1):65-72

Anitua E, Orive G. Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. J Periodontol. 2010 Jun;81(6):819-26.

Anusavice, K. J. Phillips Materiais Dentários. 11ª Edição. Tradução sob a direção de Alessandro Dourado. Rio de Janeiro, Elsevier, 2005. 645p.

Arat Bilhan, S.; Bilhan, H.; Bozdog, E.; Sunbuloglu, E.; Bayakasoglu, C.; Kutay, O. The influence of the attachment type and implant number supporting mandibular overdentures on stress distribution: an in vitro study, part I. Implant Dent. 2013 Feb;22(1):39-48.

Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. J Craniofac Surg. 2009; 20(4):1173-1177

Assunção WG1, Gomes EA, Rocha EP, Delben JA. Three-dimensional finite element analysis of vertical and angular misfit in implant-supported fixed prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011 Jul-Aug;26(4):788-96.

Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos M da G, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. Braz Dent J. 2008;19(4):358-63.

Barbosa GAS, Neves FD, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Implant/Abutment Vertical Misfit of One-Piece Cast Frameworks Made with Different Materials. Braz Dent J. 2010; 21(6):515-519

Başaran EG, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load bearing capacity of fiber-reinforced and unreinforced composite resin CAD/CAM-fabricated fixed dental prostheses. J Prosthet Dent. 2013 Feb;109(2):88-94.

Batenburg, R.H.; Meijer, H.J.; Raghoobar, G.M.; Vissink, A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998a Jul-Aug;13(4):539-45.

Batenburg, R.H.; Raghoobar, G.M.; Van Oort, R.P.; Heijdenrijk, K.; Boering, G. Mandibular overdentures supported by two or four endosteal implants. A prospective, comparative study. Int J Oral Maxillofac Surg. 1998b Dec;27(6):435-9.

Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009 Sep-Oct; 24(5):781-9.

Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. Journal of Oral Implantology. 1992; 23: 264–74.

Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. J Prosthet Dent. 2004 Dec; 92(6):523-30.

Brånemark PI Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983 Sep; 50(3):399-410

Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prosthesis. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1987. p. 129

Brånemark R, Öhrnell LO, Nilsson P, Thomsen P. Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat. Biomaterials. 1997; 18(14):969-978.

Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. J Prosthet Dent. 1998; 80(2):184-192.

Campi L, Nagem H, Fares NH, Missaka R, Fiuza CT, de Azevedo MT. Passivity in implant-supported prosthesis. Innov. Implant. J., Biomater. Esthet. (Online) 2010; 5(3): 53-59.

Campos Jr, A. et al. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Estomatol. Cult., São Paulo, v. 16, pt. 1, n. 1, p. 20-5, 1986.

Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. J Prosthet Dent. 1996; 76(5):500-9.

Castillo-de Oyagüe R, Osorio R, Lynch C, Gilmour A, Toledano M. Effect of alloy type and casting technique on the fracture strength of implant-cemented structures. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2011 Jul 1; 16(4):e619-25.

Celik, G.; Uludag, B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. J Prosthet Dent. 2007 Apr;97(4):229-35.

Chuang SK, Tian L, Wei LJ, Dodson TB. Kaplan-Meier analysis of dental implant survival: a strategy for estimating survival with clustered observations. J Dent Res. 2001 Nov; 80(11):2016-20.

Chun, H. et al. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone

Ciftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. Int J Prosthodont. 2001 Sep-Oct; 14(5):406-11.

Ciftçi Y1, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Jul-Aug;15(4):571-82.

Coelho, P.G., Gingival Tissue Health Around Locking-Taper Implant-Abutment Connections. IADR General Session | Baltimore, MD | March, 2005

Costa HMF, Rodrigues RCS, Mattos MGC, Ribeiro RF. Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. Braz. Dent. J. [online]. 2003; 14(3):197-202.

Crespi R, Vinci R, Capparé P, Romanos GE, Gherlone E. A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" immediate function protocol. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012 Mar-Apr;27(2):428-34.

das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;21(1):86-93

Davis DM, Rimrott R, Zarb GA. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3:275–80.

de Castro GC1, de Araújo CA, Mesquita MF, Consani RL, Nóbilo MA. Stress distribution in Co-Cr implant frameworks after laser or TIG welding. Braz Dent J. 2013;24(2):147-51.

de Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, de Mattos M da G, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. J Biomech. 2011;44(9):1735-9.

de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos M da G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. J Dent. 2007;35(10):800-5.

Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005 Sep-Oct;20(5):732-7.

Duyck J, Naert I, Van Oosterwyck H, Ronold HJ, 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 Research 2001; 12:207–18.

Eliasson, A. On the role of number of fixtures, surgical technique and timing of loading. Swed Dent J Suppl. 2008;(197):3-95.

Erkmen E, Meriç G, Kurt A, Tunç Y, Eser A..Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional

metal frameworks: a 3D FEA study. J Mech Behav Biomed Mater. 2011 Jan;4(1):107-16.

FEINE, J.S. et al. The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada. May 24-25, 2002. Int J Prosthodont. 2002 Jul-Aug;15(4):413-4.

Ferrario VF, Sforza C, Colombo A, Ciusa V. An electromyographic investigation of masticatory muscles symmetry in normo-occlusion subjects. J. Oral Rehab 2000 27; 33–40.

Ferreira MB1, Barão VA2, Faverani LP1, Hipólito AC1, Assunção WG3. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2014 Feb 1;35:92-9.

Francischone CE, Ishikiriama SK, Vasconcelos LW. Próteses parafusadas X Próteses cimentadas sobre implantes osseointegrados: vantagens e desvantagens. In: Vanzzilotta PS, Salgado LPS, editores. *Odontologia Integrada, Atualidade Multidisciplinar para o Clínico e o Especialista*. Rio de Janeiro: Editora Pedro Primeiro Ltda; 1999.

Galo R, Ribeiro RF, Rodrigues RC, Rocha LA, de Mattos Mda G. Effects of chemical composition on the corrosion of dental alloys. Braz Dent J. 2012;23(2):141-8.

Geertman, M.E.; Boerrigter, E.M.; Van'Thof, M.A.; Van Waas, M.A.; Van Oort, R.P.; Boering, G.; Kalk, W. Two-center clinical trial of implant-retained mandibular overdentures versus complete dentures-chewing ability. Community Dent Oral Epidemiol. 1996 Feb;24(1):79-84.

Gentile MA, Chuang SK, Dodson TB. Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7-mm implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005 Nov-Dec;20(6):930-7.

Glantz PO, Nilner K. Biomechanical aspects on overdenture treatment. J Dent. 1997 Jan;25 Suppl 1:S21-4.

Gomes EA, Assunção WG, Tabata LF, Barão VA, Delben JA, de Sousa EA. Effect of passive fit absence in the prosthesis/implant/retaining screw system: a two-dimensional finite element analysis. J Craniofac Surg. 2009 Nov;20(6):2000-5.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent. 2003 Aug;90(2):121-32.

Grossmann Y, Finger IM, Block MS. Indications for splinting implant restorations. J Oral Maxillofac Surg. 2005 Nov;63(11):1642-52.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Mar-Apr;15(2):239-46.

Harder S, Kern M. Survival and complications of computer aided-designing and computer-aided manufacturing vs. conventionally fabricated implant-supported reconstructions: a systematic review. Clin Oral Implants Res. 2009 Sep;20 Suppl 4:48-54.

Hartman GA, Cochran DL. Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling. J Periodontol. 2004;75(4):572-7.

Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. J Periodontol. 2001;72(10):1372-83.

Huang, B.; Meng, H.; Zhu, W.; Witek, L.; Tovar, N.; Coelho, P.G. Influence of placement depth on bone remodeling around tapered internal connection implants: a histologic study in dogs. Clin Oral Implants Res. 2014 Apr 10.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. Clin Oral Implants Res. 2006;17(2):8-18

Jacques LB, Moura MS, Suedam V, Souza EA, Rubo JH. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. Clin Oral Implants Res. 2009 Jul;20(7):737-41.

Jemt, T.; Lekholm, U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(6):635-40.

Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. J Prosthet Dent. 1999;81(1):7-13

Karina Albino Lencioni Avaliação da Adaptação Marginal em Pilares Pré-fabricados e das Tensões Transmitidas a Implantes por Infra-estrutura Metálica em Viga I em Função da Inclinação dos Implantes Distais e do Número de Pilares. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) FORP-USP Ribeirão Preto 2011

Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development

King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. J Periodontol. 2002;73(10):1111-7.

Kunavisarut C1, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. J Prosthodont. 2002 Mar;11(1):30-40.

Lozano SR, DDS. Changes in Crestal Bone Levels Associated with a Bacterially Sealed Screwless 1.5° Locking-Taper Implant to Abutment Connection. 2007 ACP Annual Session | Scottsdale, Arizona | October, 2007

Mahler, D. B.; Peyton, F. A. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. J Dent Res, Chicago, v. 34, n. 6, p. 831-8, 1955.

Marincola, M., Morgan, V., Perpetuini, A., Lapucci, S., Fixed full arch metal-free prosthesis on four SHORT® Implants, Implants, Oemus Media Verlag, September 2012, p. 28-31

Menini M, Conserva E, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Signori A, Pera P. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. Int J Prosthodont. 2013 Nov-Dec;26(6):549-56.

Monteiro DR, Goiato MC, Gennari Filho H, Pesqueira AA. Passivity in implant-supported prosthesis. J Craniofac Surg. 2010; 21(6):2026-2029.

Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011 Sep-Oct;26(5):1102-7.

Ogawa, T.; Dhaliwal, S.; Naert, I.; Mine, A.; Kronstrom, M.; Sasaki, K.; Duyck, J. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. J Oral Rehabil. 2010 Jul;37(7):525-31.

Oyague RC, Sanchez-Turrion A, Lopez-Lozano JF, Suarez-Garcia MJ. Vertical discrepancy and microleakage of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported structures luted with different cement types. J Dent. 2012;40(2):123-30.

Paniz G, Stellini E, Meneghello R, Cerardi A, Gobbato EA, Bressan E. The precision of fit of cast and milled full-arch implant-supported restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013 May-Jun;28(3):687-93.

Paranhos HFO, Muglia VA, da Silva CHL, de Souza RF. Manual Laboratorial de Prótese Total – Universidade de São Paulo – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Departamento de Materiais Dentários e Prótese, 2007.

Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental Material Aspects. J. Prosthet. Dent., v.54, n.3, p.410-414, Sept. 1985.

Pellizzer, E.P.; Carli, R.I.; Falcón-Antenucci, R.M.; Verri, F.R.; Goiato, M.C.; Villa, L.M. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. J Oral Implantol. 2014 Apr;40(2):117-22.

Photoelastic stress analysis of different designs of cement-retained fixed partial dentures on Morse taper oral implants. J Craniofac Surg. 2011 Mar;22(2):674-8.

Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5(4):254-62.

Pinto HO. Análise da distribuição das tensões em implantes suporte de prótese total fixa em função do número e inclinação dos implantes, tipo de liga, presença ou ausência de cantilever e forma da secção transversal da infraestrutura. Ribeirão Preto, 2011. 232 p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011

Rangert B, Sullivan R. Biomechanical principles. Preventing overload induced by bending. Nobelpharma News 1993;7:4–5.

Richter E-J. In vivo horizontal bending moments on implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13: 232–44.

Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. J Prosthet Dent. 1990 Apr;63(4):457-65.

Rismanchian M, Dakhilalian M, Bajoghli F, Ghasemi E, Sadr-Eshkevari P. Implant-retained mandibular bar-supported overlay dentures: a finite element stress analysis of four different bar heights. J Oral Implantol. 2012 Apr;38(2):133-9. Epub 2010 Jun 14.

Roberts WE. Fundamental principles of bone physiology, metabolism and loading. In: Naert I, van Steenberghe D, Worthington P, editors. Osseointegration in oral rehabilitation.

Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. J Dent. 2002;30:271–282.

Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Implant Dent. 2001;10(2):85-92.

Sforza C, Rosati R, de Menezes M, Musto F, Toma M. EMG analysis of trapezius and masticatory muscles: experimental protocol and data reproducibility. J Oral Rehabilitation 2011 38; 648–654

Silva-Neto, J.P.; Pimentel, M.J.; Neves, F.D.; Consani, R.L.; Santos, M.B. Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw. Braz Oral Res. 2014 Jan-Feb;28(1):67-73.

Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. Clin Oral Implants Research. 1996;7:55–63.

Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3- dimensional finite element analysis. Int J of Oral and Maxillofac Implants 1998;13:781–90.

Teng, F.; Zhang, Q.; Wu, M.; Rachana, S.; OU, G. Clinical use of ridge-splitting combined with ridge expansion osteotomy, sandwich bone augmentation, and simultaneous implantation. Br J Oral Maxillofac Surg. 2014 Oct;52(8):703-8.

Tiozzi R, Lin L, Conrad HJ, Rodrigues RC, Heo YC, de Mattos Mda G, et al. A digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. J Prosthodont Res. 2012;56(1):25-31.

Todescan FF, Pustiglioni FE, Imbronito AV, Albrektsson T, Gioso M. Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002; 17(4):467-472.

Tonella BP Pellizzer EP, , Ferraço R, Falcón-Antenucci RM, Carvalho PS, Goiato MC. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. J Oral Implantol. 2011 Aug;37(4):401-10.

Torsello F, di Torresanto VM, Ercoli C, Cordaro L. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. Clin Oral Implants Res. 2008 Aug;19(8):772-9.

Urdaneta RA, Daher S, Leary J, Emanuel KM, Chuang SK. The survival of ultrashort locking-taper implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012 May-Jun;27(3):644-54.

Urdaneta, R.A.; Daher, S.; Leary, J.; Emanuel, K.M.; Chiang, S.K. The survival of ultrashort locking-taper implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012 May-Jun;27(3):644-54.

Urdaneta, R.A.; Leary, J.; Panetta, K.M.; Chuang, S.K. The effect of opposing structures, natural teeth vs. implants on crestal bone levels surrounding single-tooth implants. Clin Oral Implants Res. 2014 Feb;25(2):e179-88.

Visser, A.; Raghoobar, G.M.; Meijer, H.J.; Batenburg, R.H.; Vissink, A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants. A 5-year prospective study. Clin Oral Implants Res. 2005 Feb;16(1):19-25.

Waskewiks GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached of osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994; 9(4):405-411.

Weber HP, Sukotjo C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? Int J Oral Maxillofac Implants. 2007 Apr;22(Suppl):140-72.

Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(1):19-31.

Wennerberg, A.; Albrektsson, T. Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. J Oral Rehabil. 2011 Apr;38(4):286-94.

Wennerberg, A.; Jemt, T. Complications in partially edentulous implant patients: a 5-year retrospective follow-up study of 133 patients supplied with unilateral maxillary prostheses. Clin Implant Dent Relat Res. 1999;1(1):49-56.

White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. J Prosthet Dent. 1994 May;71(5):493-9.

Yoshida H. Estudo comparativo das tensões induzidas por dois tipos de próteses sobre implante – Prótese retida por cimento e Prótese retida por parafuso utilizando o método da fotoelasticidade. [Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia de São Paulo, 2001.