

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM IMPLANTODONTIA**

**RAQUEL CHIARI CASPAR**

**ESPLINTAGEM DE PRÓTESES SOBRE IMPLANTES  
EM SEGMENTOS POSTERIORES**

**BELO HORIZONTE**

**2013**

**Raquel Chiari Caspar**

**ESPLINTAGEM DE PRÓTESES SOBRE IMPLANTES  
EM SEGMENTOS POSTERIORES**

Monografia apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Implantodontia da Universidade Federal de Minas Gerais como exigência à obtenção do grau de Especialista.

Orientador: Prof. Dr. José Augusto César Discacciati

**Faculdade de Odontologia – UFMG**

**Belo Horizonte**

**2013**

**FOLHA DE APROVAÇÃO**

**AGRADECIMENTOS**

Agradeço os professores por toda ajuda, atenção e disponibilidade. Obrigada por compartilharem seus conhecimentos contribuindo para o meu crescimento profissional;

Em especial ao professor Ricardo Vaz por toda dedicação, ao professor Guto pela ajuda com a monografia e ao professor Vinícius por todas as aulas de prótese;

À Vanessa e Rosa por toda ajuda, atenção e apoio durante o curso;

Ao meu trio nota 1.000, Vinícius e Aline, por todo comprometimento, cooperação, atenção e paciência;

Aos meus novos amigos por todos os momentos especiais;

À Deus, por tudo.

## RESUMO

A carga oclusal e sua distribuição são considerados fatores que influenciam no sucesso e falha dos implantes a longo prazo. A decisão de esplintar ou não implantes adjacentes com o objetivo de reduzir o estresse e aumentar a área de resistência sempre foi fonte de controvérsia. Muitos foram e continuam sendo os investigadores que buscam esclarecer essa questão por meio de vários métodos, incluindo análises de elementos finitos, análises de modelo fotoelástico e investigações clínicas. O objetivo do estudo foi revisar a literatura determinar em quais situações clínicas há indicação para a esplintagem de coroas implantossuportadas em segmentos posteriores visando à longevidade / manutenção da osseointegração. A decisão de esplintar ou não a prótese sobre implante depende do tipo de conexão, do comprimento e diâmetro do implante, relação coroa/implante e oclusão, passividade protética, das características do paciente, qualidade óssea e da técnica cirúrgica. Alguns estudos mostram que a esplintagem entre implantes não apresenta qualquer efeito negativo em sua longevidade quando o assentamento da estrutura for passivo. No entanto, a não ferulização das coroas propicia um assentamento passivo mais efetivo e uma diminuição na complexidade da execução do trabalho protético. Sugere-se que próteses esplintadas geram distribuições de tensões mais uniformes, mas esses dados não são estatisticamente significativos. Enfim, não há consenso sobre qual padrão protético (esplintado ou não) é superior. Este estudo pretendeu, através de uma revisão de literatura, auxiliar nesse esclarecimento.

Palavras chaves: Implantes dentários; implantes unitários; prótese dentária fixada por implantes.

## **Implant-supported prosthesis splinting in posterior segments**

### **ABSTRACT**

Occlusal load and its distribution is considered to be one of the principal components that influences the success and failure on implant-supported restorations over time. The rationale of splinting in implant dentistry to minimize stress by increasing the resistance area over which the load is distributed is controversial. Many authors try to clarify this question through different tests and methods, like, finit element analysis, fotoelastic models analysis and clinical trails. The objective of this study was to review the literature to determine in which clinical situations there is indication for splinting implant-supported prostheses in later segments aiming at their longevity/maintenance of osseointegration. The decision to splint or not implant-supported prostheses depends on the type of connection, length and diameter of the implant, as well as crown/implant and the occlusion ratio, passivity, patient characteristics and the surgical technique. Implants splinted together does not have any negative effect on their longevity when the nesting structure is passive. Splinted prostheses generated more uniform strain distributions; however, the strain distribution data in many articles were not statistically different from what was seen for the nonsplinted prostheses. Anyway, there is no consensus on which standard prosthetic (splinting or not) is superior. This study was intended to, exactly, contribute to this clarification.

Key words: Dental implants; single implants; supported prosthesis implant.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Os 4 grupos de restaurações com diferentes proporções de coroa/implante (1:1, 1:5, 1:1.75 e 1:2) e espaços de altura de coroa (10, 15, 17.5, and 20 mm) .....	25
Figura 2 – Valores de tensão von Mises para uma carga vertical no osso cortical com um número variável de elementos para o erro de convergência e variação entre todos os modelos .....	27
Figura 3 – Maiores valores de tensão von Mises registrados no osso cortical e no esponjoso .....	28

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	–	Tridimensional
Ca	–	Cálcio
CHS	–	Espaço de Altura da Coroa
CI	–	Coroa / Implante
FE	–	Elementos Finitos
FPD	–	<i>Fixed Partial Denture</i>
MCS	–	Estrutura Microsegmentada de Colar ( <i>Microthread Collar Structure</i> )
NMCS	–	Estrutura Não Microsegmentada de Colar ( <i>Non-Microthread Collar Structure</i> )



## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	10
2 OBJETIVOS.....	13
3 METODOLOGIA.....	14
4 REVISÃO DA LITERATURA.....	15
4.1 Histórico da importância da osseointegração na longevidade de implantes .....	15
4.2 Tipos de conexão.....	17
4.3 Comprimento e diâmetro do implante.....	21
4.4 Relação coroa / implante .....	25
4.5 Tipo de osso .....	28
4.6 Passividade / Oclusão .....	32
5 DISCUSSÃO.....	36
5.1 Tipos de conexão.....	37
5.2 Comprimento e diâmetro do implante.....	38
5.3 Relação coroa / implante .....	39
5.4 Tipo de osso .....	40
5.5 Passividade / Oclusão .....	41
6 CONCLUSÃO .....	42
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	43

## 1 INTRODUÇÃO

Brånemark e colaboradores (1977) originalmente propuseram dispositivos de implantes dentários para a restauração de mandíbulas completamente edêntulas. Sua concepção original foi de uma prótese fixa total, esplintada, conectada a vários implantes. Desde então, implantes dentários também vieram a ser utilizados em pacientes parcialmente edêntulos para suportar próteses fixas.

Um obstáculo clínico comum quando vários implantes são unidos em uma prótese esplintada é alcançar uma estrutura passiva. Uma possível solução para isso é o uso de restaurações únicas não esplintadas. No entanto, restaurações não imobilizadas têm numerosos contatos interproximais, o que exige ajustes meticulosos. A importância de conseguir um contato ideal passivo entre implantes é mais crucial do que entre dentes naturais devido à falta de um ligamento periodontal ao redor de implantes e da resposta dinâmica reduzida (KHARTIK et al., 2010).

A decisão de esplintar ou não implantes adjacentes em arcos parcialmente edêntulos sempre foi fonte de controvérsia. Muitos foram e continuam sendo os investigadores que buscam esclarecer essa questão por meio de vários métodos, incluindo análises de elementos finitos, análises de modelo fotoelástico e investigações clínicas. No entanto, não há consenso sobre qual padrão protético (esplintado ou não) é superior. Este estudo pretende, exatamente, auxiliar nesse esclarecimento por meio de revisão de literatura.

O principal motivo de esplintar implantes seria minimizar a tensão, aumentando a área de resistência e a distribuição de cargas. Isso reduziria a sobrecarga potencial da crista óssea levando a menos complicações, tais como afrouxamento da prótese, fratura e/ou perda do implante (NISSAN et al., 2010). No entanto, alguns estudos clínicos apresentam resultados contraditórios, demonstrando que a esplintagem de implantes não melhora de maneira significativa a taxa de sucesso em próteses fixas parciais (97,1%) comparando com próteses unitárias (94,3%) (NISSAN et al., 2011).

Grossman et al. (2005) publicaram recomendações sobre quando esplintar implantes. Sugeriram que os implantes devem ser imobilizados se houver um número reduzido de pontos oclusais naturais, planos íngremes de orientação anterior, hábitos orais parafuncionais, próteses sobre implantes que incluam os

caninos, maxila totalmente edêntula e/ou com retenção comprometida e formas de resistência dos componentes protéticos (para aumentar a forma de retenção para prótese cimentada).

Misch (1999a,b) também já relatou os benefícios da esplintagem, sugerindo que o uso de próteses esplintadas reduzem o número de implantes necessários, o que reflete em economia para os pacientes.

Balshi et al. (1996) afirmam que foram relatadas menos perdas de parafusos protéticos, sendo de 8% em próteses esplintadas *versus* de 48% em próteses não esplintadas.

Próteses esplintadas cimentadas requerem um cimento mais leve, o que facilita manutenções futuras (MISCH et al., 2005). Além disso, uma prótese múltipla pode ser preservada se um dos implantes falhar e tiver de ser removido. Ao contrário dos dentes, implantes dentários são incapazes de se mover em resposta às forças excêntricas, que já foram demonstradas (em pesquisas com análise de elementos finitos) concentrando-se 2 a 3 mm coronalmente à crista óssea ao redor de um implante (BAGGI et al., 2008). Além disso, forças de sobrecarga podem causar microfraturas da crista óssea, falha mecânica e fratura do implante ou fadiga dos componentes protéticos (ISIDOR, 1996). Outro foco diz respeito a que dois implantes posteriores fixados juntos podem ajudar a proteger contra os efeitos indesejáveis de carga excêntrica na direção mesiodistal e distribuir as forças sobre uma área maior de superfície de implante na direção vestibulo-lingual (KHARTIK et al., 2010).

Um dos principais argumentos de que não se deve esplintar implantes adjacentes é que a higiene interproximal pode ser mais difícil de realizar, além de exigir o uso de outros itens, tais como agulhas para passar o fio dental e escova interproximal, que o paciente pode não estar preparado ou não ser capaz de usar. O acúmulo de placa bacteriana entre implantes não resultará em cárie, mas a formação de placa bacteriana e de cálculos podem levar à perimplantite ou perda óssea perimplantar, com complicações subsequentes (LINDHE; MEYLE, 2008). Complementarmente, tem sido alegado que uma vez que a mandíbula pode deformar-se entre 420 µm e 1,06 mm durante a função (ENGLISH, 1993; KORIOTH; HANNAM, 1994), a restauração de implantes com coroas individuais pode minimizar o afrouxamento ou fratura de componente como resultado da flexão mandibular (HOBKIRK; SCHWAB, 1991). Além disso, a obtenção de uma forma passiva de

prótese esplintada em vários implantes é tecnicamente mais difícil de realizar do que um caso individual de coroas sobre implantes (KHARTIK et al., 2010).

Implantes dentários têm sido esplintados a dentes naturais com diferentes graus de sucesso e fracasso. Enquanto alguns autores defendem esplintar implantes a dentes naturais, muitos estudos têm revelado a intrusão de dentes naturais fixados aos implantes (CHEE; MORDOHAI, 2010). Embora a esplintagem de implantes a dentes naturais não seja uma modalidade de tratamento comum na América do Norte, isto é frequentemente relatado na literatura europeia. As taxas relatadas de sobrevivência protética são consistentes com complicações em próteses implantossuportadas convencionais (KHARTIK et al., 2010).

Já Becker et al. (2000) descrevem métodos e técnicas de esplintagem de dentes naturais a implantes e recomendam a abordagem apenas se necessário para a estabilização do arco. A esplintagem entre implantes não apresenta qualquer efeito negativo em sua longevidade quando o assentamento da estrutura for passivo. Deve-se considerar a condição de paralelismo entre os implantes, especialmente para próteses cimentadas. Os autores sugerem que se evite a união de mais do que dois a quatro implantes em uma única peça com o intuito de reduzir a complexidade e o custo da reabilitação.

## **2 OBJETIVOS**

Determinar em quais situações clínicas há indicação para a esplintagem de coroas implantossuportadas em segmentos posteriores visando à longevidade.

### **3 METODOLOGIA**

Pesquisa realizada através do portal Capes e biblioteca Cochrane. Foram encontrados 130 artigos relacionados ao tema. Desses foram selecionados 53 para confecção dessa revisão de bibliografia.

## **4 REVISÃO DA LITERATURA**

Esta revisão da literatura vai apresentar os aspectos que interferem na decisão de esplintar ou não próteses implantossuportadas visando a manutenção da osseointegração, tais como: os tipos de conexão, o comprimento e o diâmetro dos implantes, a relação coroa/implante, o tipo de osso e a passividade protética/oclusão.

O verbo 'esplintar' significa 'imobilizar, suportar ou envolver'. Assim, esplintar é unir dois ou mais implantes em uma unidade rígida por meio de uma prótese fixa ou removível. O ato de esplintar pode ser definido como 'o uso de um dispositivo flexível ou rígido, que mantém em posição uma parte deslocada ou uma parte móvel' ou um aparelho para a fixação de peças móveis ou deslocadas (KHARTIK et al., 2010).

Na medida do possível, as informações são citadas cronologicamente.

### **4.1 Histórico da importância da osseointegração na longevidade de implantes**

Há milênios, nas civilizações antigas ocorreram os primeiros relatos do uso de implantes dentários provenientes de diversos materiais como o ouro, a porcelana e a platina. Desde então, na busca de substitutos dentais, inúmeros materiais foram testados como o alumínio, a prata, o latão, o cobre, magnésio, o ouro, aço e o níquel. Em decorrência da eletrólise produzida pelo organismo, foi constatada a corrosão dos materiais. A forma de implantes parafusados compostos de cromo cobalto não suportava a aplicação de forças laterais de qualquer intensidade levando à quebra. Foram utilizados, também, implantes em formato de lâmina feitos de cromo, níquel ou vanádio, porém não foi obtido o sucesso clínico desejado devido à incompatibilidade biológica (FAVERANI et al., 2011).

A partir da década de 1960, o professor Brånemark passou a publicar diversos estudos após 10 anos de investigações clínicas e científicas até a comprovação da osseointegração, comprovando que implantes confeccionados em titânio apresentavam-se com melhores propriedades físicas e biológicas. Foi desenvolvido, assim, o sistema Brånemark de implantes, compostos por seis

componentes, comprovadamente osseointegráveis e funcionais por um longo período de tempo (BRÄNEMARK et al., 1977; FAVERANI et al., 2011).

Para que princípios biológicos fossem aperfeiçoados, novas técnicas foram introduzidas, especialmente na área de design dos implantes, biomateriais e cirurgias menos traumáticas. Foram reduzidas, assim, as complicações, aumentando a praticabilidade, viabilizando inclusive a técnica da carga imediata. Os implantes em forma de rosca também foram recomendados, observando-se que implantes em forma de parafuso aumentavam a área de contato osso-implante e ainda melhoravam a distribuição de forças ao tecido ósseo, levando a uma melhor fixação, além da maior saúde estomatognática (FAVERANI et al., 2011).

Pode-se dizer que o sucesso da reabilitação com implantes osseointegráveis também seja dependente de outros fatores, destacando-se as propriedades físico-químicas da superfície, que interferem nas respostas biológicas e consequente reparo ósseo da interface osso/implante. As propriedades de superfície mais importantes passaram a ser topografia, química, carga superficial e molhamento (ALBREKTSSON et al., 1981), sendo relevantes para a funcionalidade do dispositivo, inclusive devido à adsorção de proteínas, interação célula-superfície e desenvolvimento celular e tecidual na interface entre o organismo e o biomaterial, comprovadamente afetados pelas propriedades superficiais do implante (WENNERBERG et al., 1995; RATNER; PORTER, 1996). Quanto ao molhamento, está constatado que ele poderia ser melhorado com uma extensiva hidroxilação / hidratação da camada de óxido do titânio, diretamente relacionada à energia de superfície, influenciando no grau de contato entre a superfície do implante e o meio fisiológico (TEXTOR et al., 2001; BORNSTEIN et al., 2008).

A osseointegração está associada às respostas celulares que contribuem para a formação de osso na superfície dos implantes. Inicialmente, a superfície dos implantes entra em contato com o sangue. Com isso, duas considerações devem ser feitas quando um implante é instalado. A primeira é que a superfície de titânio entra em contato primeiro com o coágulo e as células sanguíneas, ocorrendo uma adesão de proteínas do sangue, como plaquetas e fibrinogênio, à superfície do  $TiO_2$  anteriormente à adesão de células osteogênicas. Isto forma uma rede de fibrina. As células osteogênicas interagem não diretamente com a camada de  $TiO_2$ , mas com uma camada de  $TiO_2$  modificada por células sanguíneas. Estudos *in vitro* de cultura de células muitas vezes costumam avaliar a interação das células osteogênicas



diretamente com a camada de  $\text{TiO}_2$  e ignoram o fato de as células osteogênicas interagirem com uma camada de  $\text{TiO}_2$  modificada por células sanguíneas. A segunda consideração é que essa camada de  $\text{TiO}_2$  modificada por células sanguíneas é regulada por características químicas e topográficas da superfície do implante. Estas características irão influenciar na natureza da composição subsequente do filme de proteínas que é adsorvido na superfície do implante e irão guiar a osteogênese. Após a aposição das células sanguíneas sobre a superfície do implante, uma matriz óssea mineralizada é formada. Esta matriz é conhecida como 'novo osso' e é a partir dela que ocorre todo o processo da formação óssea. Após a formação dessa matriz óssea mineralizada, o osso neoformado passa por um processo de remodelação óssea que irá criar em sítios específicos uma interface osso-implante compreendida entre o 'novo osso' e um osso mais velho. Estes processos são extremamente dependentes da topografia do implante (DAVIES, 1998; BRANDÃO et al., 2010).

#### **4.2 Tipos de conexão**

A decisão de esplintar ou não a prótese sobre implante depende do tipo de conexão (ÖSTMAN et al., 2006).

Embora os sistemas de conexão hexágono interno e externo de implantes sejam usados extensivamente, cada um deles apresenta sua aplicação clínica específica. Devido à transmissão das tensões eles oferecem diferentes repercussões na prótese e crista óssea. Observações clínicas têm facilitado a identificação de fatores que levam a falhas mecânicas da coroa e do implante (MERZ et al., 2000; KHRAISAT et al., 2002; MAEDA et al., 2006).

Merz et al. (2000) compararam duas diferentes conexões dos implantes pelo método do elemento finito tridimensional. Seu estudo envolveu a conexão de hexágono externo e a conexão cone morse de 8 graus de expulsividade das paredes. Seus achados foram comparados com os dados da literatura, que indicaram que a superioridade das conexões cone morse dos pilares é explicada pela maior estabilidade destes por maiores períodos de tempo nas aplicações clínicas.

Khraisat et al. (2002) compararam a resistência à fadiga e o modo de fratura de quatorze implantes unitários, sendo a metade de conexão hexágono externo

(Brånemark) e outra metade de conexão cone morse (ITI). Foram utilizados pilares protéticos Ceraone e Solid. Um aparelho de teste semelhante à realização de um braço de alavanca e construído especificamente para o estudo utilizou cargas cíclicas de 0 e 100 N e que foram aplicadas perpendicularmente à superfície plana (parede axial) a uma distância de 11,5 mm da superfície do bloco, portanto sendo considerado como braço de alavanca. O momento de torção foi, portanto de 1150 Ncm. Para simular seis anos de função foi definida uma quantidade média de 75 ciclos por minuto, que simulou a frequência de mastigação. O efeito do desenho da união protética mostrou que o sistema cone morse obteve resultados superiores em relação à resistência à fadiga e o modo de fratura. A dissipação das tensões neste tipo de conexão pode ser a razão para maior resistência nas repetitivas cargas laterais.

De acordo com Bastos et al. (2008) a conexão do tipo cone morse influencia diretamente na distribuição de tensões quando comparado com conexões externas, especialmente quando da necessidade de se individualizar as restaurações.

Quaresma et al. (2008) avaliaram a influência de dois sistemas de implantes dentários disponíveis comercialmente na distribuição da tensão na prótese, no pilar, no implante e no osso alveolar de suporte sob forças oclusais simuladas e por meio da análise de elementos finitos. Os implantes e pilares avaliados consistiam de um implante cilíndrico conectado a um pilar aparafusado, interno, hexagonal (sistema 1) e um implante cônico conectado a um pilar sólido, interno, cônico (sistema 2). Uma cobertura de porcelana de liga de prata-paládio foi usada como coroa. Em cada caso, uma carga vertical simulada de 100-N foi aplicada à cúspide vestibular. Foi criado um modelo de elementos finitos com base nas propriedades físicas de cada componente e calculados os valores das tensões Von Mises gerados na prótese, no pilar, no implante e no osso alveolar de suporte. Nas próteses, as tensões máximas se concentraram nos pontos de aplicação de carga em ambos os sistemas, mas foram maiores no sistema 1 ( $148 \text{ N/mm}^2$ ) do que no sistema 2 ( $55 \text{ N/mm}^2$ ). A tensão foi maior no pilar do sistema 2 do que no sistema 1 em ambas as faces — bucal ( $342 \text{ N/mm}^2 \times 294 \text{ N/mm}^2$ ) e lingual ( $294 \text{ N/mm}^2 \times 148 \text{ N/mm}^2$ ). A tensão na crista óssea alveolar cortical foi maior no sistema 1 (bucal  $99.5 \text{ N/mm}^2 \times 55 \text{ N/mm}^2$ ) do que no sistema 2 (lingual  $55 \text{ N/mm}^2 \times 24.5 \text{ N/mm}^2$ ). Dentro das limitações da investigação, o implante cilíndrico conectado a um pilar parafusado hexagonal interno produz maiores tensões no osso alveolar e na prótese, e menores tensões no complexo do

pilar. Por outro lado, o implante cônico conectado a um pilar sólido, interno e cônico fornece menores tensões no osso alveolar na prótese de maiores tensões no pilar.

Clelland et al. (2010) analisaram e compararam a distribuição de forças em implantes de conexão interna com coroas esplintadas e unitárias. Dois modelos de resina acrílica estereolítica foram criados usando dados de varredura tomográfica computadorizada de um paciente que havia perdido todos os molares mandibulares. Dois implantes foram colocados no lado direito dos dois modelos mandibulares usando um guia cirúrgico gerado por computador e protocolo apropriado. O primeiro modelo recebeu implantes de 5 x 13 mm, e o segundo recebeu implantes de 5 x 11 mm. Três conjuntos de próteses de ouro aparafusadas esplintadas e três conjuntos de próteses de ouro aparafusadas não esplintadas foram instalados sobre os implantes em cada um dos dois modelos. Foi usada a técnica de correlação de imagem 3D para medição de campo integral das tensões usando software de correlação de imagem comercial e um par de câmeras digitais de alta resolução, que forneceram uma visão estéreo sincronizada dos modelos durante o experimento. Foram aplicadas cargas estáticas de até 203 N nas direções verticais e oblíquas. Foram comparados os dados de distribuição de tensão para tensões maiores e menores. Foi feita uma análise de variância para avaliar todos os efeitos principais e interações bidirecionais para cada tensão, e valores de P foram corrigidos para comparações múltiplas. Foi demonstrada evidência de aumento de distribuição de carga em próteses esplintadas quando comparadas às não esplintadas. Os dados de distribuição de tensão representados pela relação de tensões de pico anterior e posterior não foram estatisticamente diferentes para as próteses esplintadas e não esplintadas para qualquer comprimento do implante. As conclusões indicaram que: (1) próteses esplintadas geram distribuições de tensão mais uniformes, mas (2) os dados de distribuição de tensão não são estatisticamente diferentes dos observados nas próteses não esplintadas, o que sugere que (3) a esplintagem pode não ser significativa para os implantes de conexão interna quando a relação coroa/implante for menor que 1. A comprovação clínica destes achados é necessária.

Meriç et al. (2012) compararam os efeitos de duas geometrias distintas de pescoço de implantes na distribuição de tensão no osso, do complexo fixação-pilar no sistema e do material de recobrimento de uma prótese parcial fixa de 3 implantes (*fixed partial denture* FPD). O método de análise de elemento finito tridimensional foi selecionado para avaliar a distribuição de tensão no sistema parcial fixo de 3

implantes apoiado por dois sistemas diferentes de implante dentário com duas geometrias distintas de colar: uma estrutura microsegmentada de colar (*microthread collar structure* MCS) e uma estrutura não microsegmentada de colar (*non-microthread collar structure* NMCS). Em cargas distintas (vertical de 300 N vertical, oblíqua de 150 N e horizontal de 60 N), as forças foram utilizadas para simular as forças mastigatórias multidirecionais. Os valores de tensão de tração e compressão no osso cortical e no esponjoso e as tensões von Mises no complexo fixação-pilar, no âmbito e no material de recobrimento foram simulados como um corpo e investigados separadamente. No osso cortical foram encontrados valores inferiores de tensão no modelo MCS (*microthread collar structure*), quando comparado com o modelo NMCS (*non-microthread collar structure*). No osso esponjoso e no modelo NMCS foram observados valores mais baixos de tensão quando comparados com os MCS. No complexo pilar-implante foram observados maiores valores de tensão von Mises no modelo NMCS, mas no material de recobrimento no modelo de estrutura microsegmentada de colar (*microthread collar structure* MCS) foram constatados valores mais altos de tensão. A conclusão de Meriç et al. (2012) é de que um sistema parcial fixo de 3 implantes sustentado por implantes do modelo de estrutura microsegmentada de colar (*microthread collar structure* MCS) registra menores valores de tensão no osso cortical e no complexo pilar-implante do que o modelo de estrutura não microsegmentada de colar (*non-microthread collar structure* NMCS).

Degerliyurt et al. (2010) compararam 3 diferentes padrões de parafusos sólidos de fixação de implante (cilíndrico cônico, cilíndrico reto e cilíndrico com ranhuras verticais) na distribuição de tensão em mandíbula posterior com uma distância fixa entre implantes de 1,0 cm. Foi utilizada análise de elemento finito tridimensional para comparar a distribuição de tensão ao redor dos implantes de titânio endósseos usando 3 implantes de diferentes geometrias de fixação cilíndrica. Dois implantes idênticos foram incorporados em cada modelo. Foram aplicadas as seguintes cargas em cada um destes dispositivos: 70 N verticalmente, 35 N com uma inclinação de 60 graus obliquamente (vestibulolingual) e 14 N horizontalmente (mesiodistalmente). Foram calculadas as tensões elásticas e os esforços compressivos em cada mandíbula simulada usando o software de análise de elementos finitos. Finalmente, foi realizada a avaliação da tensão ao redor de 3 implantes dos diferentes dispositivos de fixação. Nas direções vertical e

vestibulolingual, as tensões de tração (P(max)) e compressão [P(min)] mais elevadas ocorreram no osso cortical e no esponjoso em torno do parafuso cilíndrico de fixação com ranhuras verticais cônicas. Na direção mesiodistal, os maiores valores de P(max) e P(min) ocorreram principalmente no osso cortical e esponjoso em torno do dispositivo cilíndrico reto de fixação. Com base nos conhecimentos da deterioração da osseointegração sob tensões indesejáveis dentro do osso circundante, o parafuso de fixação do implante deve ser escolhido com cuidado. Os resultados do estudo revelam que, em uma situação clínica de edentulismo molar, duas fixações cilíndricas idênticas incorporadas a uma distância fixa de 1,0 cm, constituem a escolha mais desejável de distribuição de tensão no osso circundante.

### **4.3 Comprimento e diâmetro do implante**

A decisão de esplintar ou não a prótese sobre implante depende do comprimento do implante (ÖSTMAN et al., 2006; CLELLAND et al., 2010).

Winkler et al (2000) relataram sobrevivência 74.4% em amostra de 43 implantes de 7mm de variados design e concluíram que implantes rosqueados mais curtos tendem a falhar significativamente mais frequentemente do que os mais longos depois de descobri-los e após a aplicação de carga.

Deporter et al. (2002) instalaram quarenta e oito implantes dentários Endopore em mandíbulas posteriores de 24 pacientes parcialmente edêntulos. Dezessete destes implantes substituíram pré-molares, enquanto 31 substituíram molares. Só foram utilizados implantes de 7 mm e 9 mm, e a maioria das restaurações protéticas (83) foram coroas unitárias. Depois de um tempo funcional médio de 32,6 meses (de 8,2 a 50,3 meses), a taxa de sobrevivência dos implantes foi de 100% e avaliação de dados radiográficos disponíveis mostrou mínimas ou nenhuma perda de crista óssea.

Huang et al. (2005) estudaram o efeito da esplintagem protética na região de molares fazendo uso de modelos de elementos finitos tridimensionais (FE) de coroas protéticas esplintadas e análises de tensão com diferentes tipos de suporte do implante, incluindo o padrão, o largo ou dois implantes para restaurações em edêntulos parciais posteriores. Os modelos de FE foram construídos com base em uma mandíbula de cadáver contendo o segundo pré-molar e o primeiro molar. As coroas desses dois dentes foram modeladas como conectado e desconectado para

imitar o modelo esplintado e não-esplintado, respectivamente. Um implante padrão foi colocado na região do pré-molar, enquanto três tipos de suporte do implante, um de cada vez (o implante padrão, o implante largo e dois implantes), foram usados para apoiar a coroa do molar. Uma carga oblíqua de 100 N foi aplicada na cúspide vestibular de cada coroa. A simulação de FE foi validada experimentalmente através da medição do calibre de tensão. Os dados experimentais também foram correlacionados com as previsões de FE ( $r(2)=0.97$ ). Quando comparados com o implante padrão usado na área do molar, o implante largo e os dois implantes reduziram a tensão de pico na crista óssea em 29-37%, para os casos esplintados e não esplintados. Inserindo o implante padrão em ambas as áreas de pré-molar e molar, as tensões ósseas foram idênticas para os modelos os casos esplintados e não esplintados. No entanto, a esplintagem de coroas adjacentes mostrou diminuição das tensões ósseas na região do pré-molar da ordem de 25% quando o implante largo ou os dois implantes foram colocados na região molar. As vantagens biomecânicas de usar o implante grande ou dois implantes são quase idênticas. O benefício de compartilhamento de carga em coroas esplintadas é notável apenas quando os implantes nas regiões de pré-molares e molares tiverem diferentes capacidades de suporte ósseo e oclusal.

Em um estudo clínico, Rokni et al. (2005) avaliaram 199 implantes da marca Endopore (Innova LifeSciences, Toronto, Ontario, Canada) instalados para reabilitar com próteses fixas 74 pacientes parcialmente edêntulos. Cento e cinquenta e um implantes foram instalados na maxila e 48 em mandíbula posterior. Os grupos foram divididos em implantes curtos (5 ou 7 mm) ou longos (9 ou 12 mm). A relação coroa/implante e o fato dos implantes serem ou não esplintados também foram analisados. Os resultados desse estudo demonstraram que implantes longos e esplintados tiveram maior perda óssea (0.2 mm ou mais) do que implantes curtos e/ou unitários. Essa diferença foi estatisticamente significativa.

Bastos (2008) avaliou a influência do comprimento, da ferulização e do tipo da conexão de implantes na distribuição de tensões em reabilitações posteriores de mandíbula. A partir de moldes de silicone foram confeccionados oito modelos em resina fotoelástica<sup>1</sup>, distribuídos um para cada grupo composto da seguinte forma: (G1) três coroas ferulizadas sobre implantes hexágono externo de 5,0 Ø x 7mm;

---

<sup>1</sup> Araldite, Huntsman, São Paulo, Brasil

(G2) três coroas unitárias sobre implantes hexágono externo de 5,0 Ø x 7mm; (G3) três coroas ferulizadas sobre implantes hexágono externo de 5,0 Ø x 13mm; (G4) três coroas unitárias sobre implantes hexágono externo de 5,0 Ø x 13mm; (G5) três coroas ferulizadas sobre implantes tipo Cone Morse de 5,0 Ø x 7mm; (G6) três coroas unitárias sobre implantes tipo Cone Morse de 5,0 Ø x 7mm; (G7) três coroas ferulizadas sobre implantes tipo Cone Morse de 5,0 Ø x 13mm e (G8) três coroas unitárias sobre implantes tipo Cone Morse de 5,0 Ø x 13mm. Todas as estruturas metálicas foram inicialmente analisadas em microscopia óptica quanto à adaptação marginal e apresentaram resultados inferiores a 40µm. Em seguida, foram avaliadas por meio de análise fotoelástica, e observou-se que todas as estruturas apresentavam padrões semelhantes de passividade. Um carregamento oclusal de 100N foi aplicado em três pontos individualmente: A (região oclusal do primeiro pré-molar), B (região oclusal do segundo pré-molar) e C (região oclusal do primeiro molar), correspondendo à saída dos parafusos. Através da técnica de fotoelasticidade avaliou-se a influência do comprimento, da ferulização e do tipo da conexão de implantes na distribuição de tensões em reabilitações posteriores de mandíbula. Os resultados encontrados pela análise da quantidade e localização de franjas fotoelásticas mostraram que o comprimento do implante parece não influenciar na distribuição de tensões, enquanto a ferulização e a conexão Cone Morse influenciaram de forma positiva na distribuição de tensões em reabilitações posteriores de mandíbula. As conclusões foram: (1) o comprimento do implante não influenciou na distribuição de tensões em próteses parciais posteriores mandibulares; (2) a ferulização dos implantes mostrou menores quantidades de franjas fotoelásticas e menores concentrações de tensões para todas as situações estudadas; (3) a conexão do tipo Cone Morse influenciou diretamente na distribuição de tensões quando comparado com conexões externas, especialmente quando da necessidade de se individualizar as restaurações.

Cochran et al. (2009) informaram dados sobre 596 implantes em um estudo prospectivo de 5 anos com implantes de parafusos sólidos não-submersos e implantes de parafuso contínuo. Foram avaliadas próteses esplintadas ou não. Verificaram que após 5 anos de carga, os implantes únicos registraram 2.64 mm de perda óssea, enquanto os implantes em restaurações esplintadas registraram 2.90 mm de perda óssea (diferença cumulativa de 0,26 mm).

Por meio do método de elementos finitos com modelo tridimensional Akça e Iplikçioğlu (2001) avaliaram o efeito do posicionamento dos implantes em desalinhamento e da colocação de implantes de maior diâmetro em uma configuração de alinhamento, todos em região posterior de mandíbula. Sete diferentes próteses parciais fixas suportadas por três implantes foram modeladas de acordo com as duas configurações citadas. Em cinco dos modelos, implantes com diferentes diâmetros (3,75 mm ou 4,1 mm) e comprimentos (8,0 mm ou 10,0 mm), espiantados ou não, foram colocados em linha reta. Nos outros dois modelos, implantes de 3,75 mm de diâmetro e 10,0 mm de comprimento foram dispostos de modo que o implante intermediário estivesse desalinhado para vestibular ou lingual. Uma carga estática de 400N foi aplicada perpendicular à inclinação vestibular das cúspides vestibulares de cada estrutura protética. Menores valores de tensão foram obtidos com a configuração de implantes de maior diâmetro colocados em alinhamento. O mais alto valor de tensão de tração foi obtido na configuração com três coroas não espiantadas. Outras configurações, incluindo a colocação de implantes em desalinhamento, produziram valores de tensão similares entre si. Os valores de tensão de compressão observados onde dois implantes foram colocados nas regiões do segundo pré-molar e no segundo molar (design de 5-7) e nas regiões do primeiro e segundo molar (design de 6-7), respectivamente, foram muito próximos ou mesmo ultrapassaram a melhor resistência à compressão do osso.

Yang et al. (2011) colocaram sete implantes com extensômetros em um bloco de acrílico para avaliar o desempenho biomecânico de implantes curtos e longos em restaurações espiantadas. Dois implantes de 7 mm com o mesmo diâmetro (3,8, 4,4 ou 5,0 mm) foram fixados juntos e implantes de 12 mm com diâmetro de 4,4 foram fixados individualmente, tendo sido aplicada uma carga oblíqua de 50 N a ambas as restaurações. A tensão diminuiu significativamente com um aumento no diâmetro de implante nas restaurações de implantes curtos e longos, e a tensão observada foi idêntica entre implantes espiantados do mesmo diâmetro e implantes longos espiantados, sugerindo que a espiantagem de dois implantes curtos tem a mesma eficácia biomecânica do que a de um único implante longo.

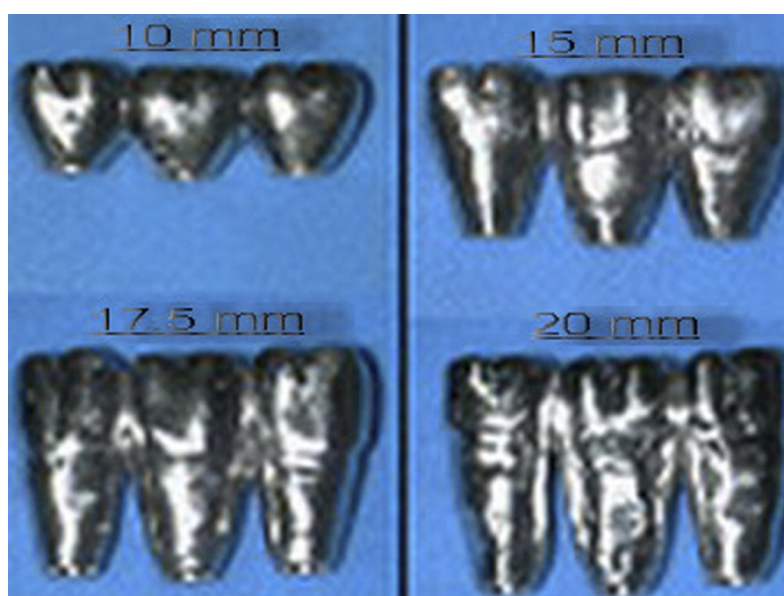


#### 4.4 Relação coroa / implante

A decisão de esplintar ou não a prótese sobre implante depende da relação coroa/implante (ÖSTMAN et al., 2006).

No estudo de Clelland et al. (2010) sugere-se que a esplintagem pode não ser significativa para os implantes de conexão interna quando a relação coroa/implante for menor que 1. Mesmo demonstrando a evidência de aumento de distribuição de carga em próteses esplintadas quando comparadas às não esplintadas, esse aumento não foi estatisticamente significativo.

Nissan et al. (2011) avaliaram se a esplintagem poderia contrabalançar os efeitos nocivos da variação da relação coroa/implante (CI) e o espaço de altura da coroa (CHS), diminuindo o stress de sobrecarga não axial. Três implantes foram inseridos em um modelo de bloco fotoelástico. Dois extensômetros foram cimentados no colar de cada implante nos aspectos vestibular e lingual e houve uma leitura simultânea direta. Foram utilizados quatro grupos de restaurações cimentadas esplintadas com proporções de relação coroa/implante (CI) de 1:1, 1:1,5, 1:1,75 e de 1:2. O espaço de altura da coroa (CHS) foi de 10, 15, 17,5 e 20 mm, respectivamente (Figura 1).



**Figura 1 – Os 4 grupos de restaurações com diferentes proporções de coroa/implante (1:1, 1:5, 1:1.75 e 1:2) e espaços de altura de coroa (10, 15, 17.5, e 20 mm)**

**Fonte: NISSAN et al., 2011, p.3.**

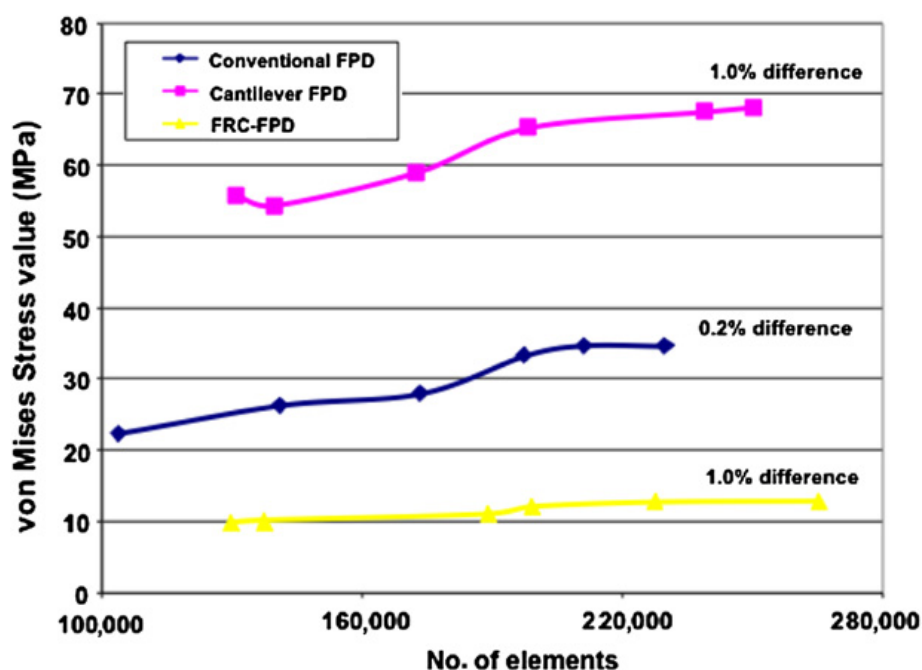
Quinze cargas estáticas foram aplicadas simultaneamente com pesos de 20 kg de 30° ao eixo vertical por meio de um aparelho de carga especialmente desenvolvido. A aplicação de força oclusal de 30° mostrou um aumento estatisticamente significativo em ambos os valores de tensão: bucal ( $1,911.65 \pm 110$  versus  $3,252.06 \pm 150$ ) e palatal ( $35.58 \pm 7$  versus  $286.85 \pm 15$ ), enquanto a relação coroa/implante (CI) aumentou de 1:1 a 1: 1,5 ( $P < 0.01$ ). A aplicação de força em 30° nos casos com CI de 1:1.75 e 1:2 resultou em fratura do parafuso do pilar seguido de desalojamento das coroas. As falhas foram observadas no espaço de altura da coroa (CHS) de 15 mm ou acima. As conclusões foram de que (1) nesse modo biomecânico a esplintagem não impede a falha protética quando o espaço de altura da coroa (CHS) for de 15 mm ou maior e (2) o aumento vertical do osso é altamente recomendado em casos com um CHS igual ou superior a 15 mm.

De acordo com Meriç et al. (2011b) sucesso clínico dos implantes osseointegrados é altamente influenciado pelo modo com que o stress mecânico é transferido do implante para o osso circundante. A seleção do desenho da prótese e do material utilizado são críticos para a longevidade e estabilidade da prótese e implante. Teoricamente existe um infinito número de possibilidades de desenhos de próteses e de materiais. As próteses devem ser desenhadas evitando-se altas concentrações de stress no osso de suporte. Alta concentração de stress pode ser um fator de perda da osseointegração e de complicações como fratura da infra-estrutura, do parafuso do abutment e do material restaurador.

O objetivo do estudo de Meriç et al. (2011b) foi avaliar os efeitos dos materiais e modelos de próteses na distribuição de tensão em próteses implantossuportadas. Os autores fizeram uso da análise tridimensional de elementos finitos para avaliar a distribuição da tensão no osso de três tipos de próteses parciais fixas de 3 elementos implantossuportadas:

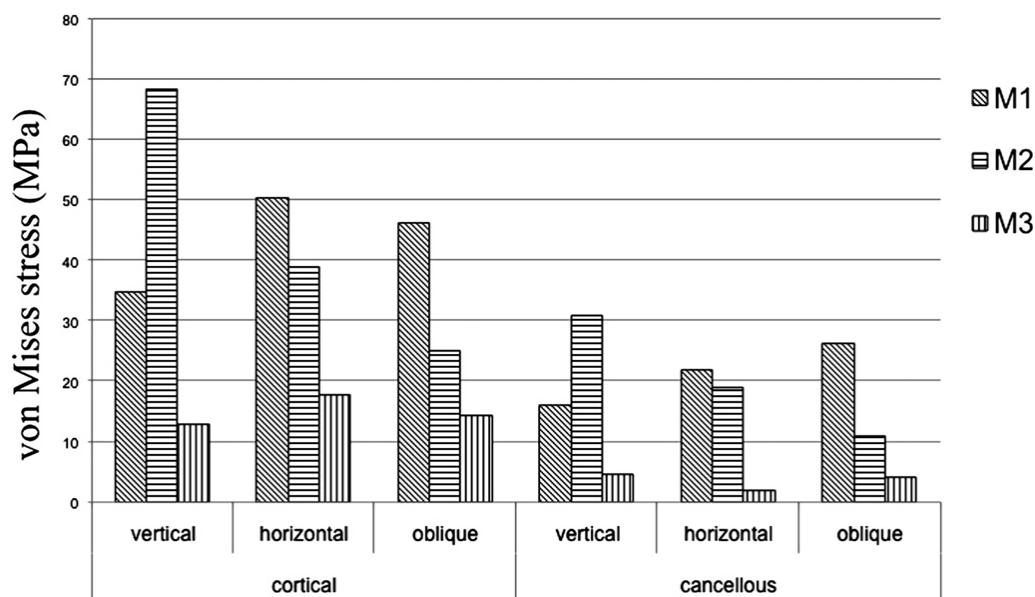
- M1 – ponte fixa parcial de 3 elementos convencional composta por infra-estrutura metálica e porcelana.
- M2 – ponte fixa parcial de 3 elementos com cantilever distal composta por infra-estrutura metálica e porcelana.
- M3 – ponte fixa parcial de 3 elementos convencional composta infra-estrutura de resina reforçada com fibra e resina composta.

Em M1 e M3 os implantes foram instalados nas regiões de primeiro pré-molar e primeiro molar. Em M2 os implantes foram instalados nas regiões de primeiro e segundo pré-molares. Cortes axiais foram feitos a cada 0.5mm em um tomógrafo cone-beam. Os implantes utilizados tinham 14 mm de comprimento e plataforma 4.1, bone level Straumann. Foram aplicadas separadamente nos modelos força verticais de 300 N, oblíquas de 150 N e horizontais de 60 N e calculados os valores de tensão von Mises no osso cortical e no osso esponjoso. Os resultados indicaram que os valores mais altos de tensão von Mises ocorreram no modelo M2 com a carga vertical, enquanto que as maiores tensões no modelo M1 ocorreram com as cargas horizontais e oblíquas. Os valores mais baixos de tensão foram encontrados no modelo M3 para todas as condições de carga. No osso esponjoso ocorreram os menores valores de tensão com os três modelos sob as cargas aplicadas (Figura 2 e Figura 3).



**Figura 2 – Valores de tensão von Mises para uma carga vertical no osso cortical com um número variável de elementos para o erro de convergência e variação entre todos os modelos**

Fonte: MERIÇ et al., 2011b, p.28.



**Figura 3 – Maiores valores de tensão von Mises registrados no osso cortical e no esponjoso**

Fonte: MERIÇ et al., 2011b, p.28.

A conclusão de Meriç et al. (2011b) é que o modelo e os materiais de próteses afetam o mecanismo de transmissão de carga. Além disso, próteses parciais fixas com estrutura de compósito reforçada com fibra podem ser consideradas alternativas de escolha para próteses implantossuportadas. Dentro das limitações do estudo, uma unidade de 3 próteses parciais fixas suportadas por dois implantes com uma extensão cantiléver registra distribuições de tensão aceitáveis.

#### 4.5 Tipo de osso

A estabilidade primária dos implantes depende do contato do osso com o implante (ERSANLI et al. 2005), sendo a análise de ressonância por frequência o método de avaliação mais utilizado (ÖSTMAN et al., 2006).

A decisão de esplintar ou não a prótese sobre implante depende da qualidade óssea (ÖSTMAN et al., 2006; CLELLAND et al., 2010).

Van Steenberghe et al. (1990) concluíram que, geralmente, implantes usinados e rosqueados mais longos e mais largos falham em menor grau do que os implantes padronizados de menor diâmetro (3,75 mm), com falhas concentradas em pacientes com má qualidade óssea.

Conforme Sevimay et al. (2005), a estabilidade primária do implante e a densidade óssea são variáveis essenciais para alcançar a osseointegração previsível e a sobrevivência clínica a longo prazo dos implantes. As informações sobre a influência da qualidade óssea na distribuição de tensão em coroas implantossuportadas são limitadas. O objetivo do estudo foi investigar o efeito de 4 qualidades ósseas diferentes sobre a distribuição de tensão em uma coroa mandibular implantossuportada utilizando análise tridimensional (SD) de elemento finito (FE) . Foram desenvolvidos um modelo de FE tridimensional de uma seção óssea mandibular com um segundo pré-molar ausente e um implante para receber uma coroa. Foram modelados um sistema de implante dentário de parafuso tipo sólido 4.1 x 10 mm (ITI), uma coroa metalcerâmica usando Co-Cr (Wiron 99) e uma porcelana feldspática. O modelo foi desenvolvido com o software de FE (ProEngineer 2000i), tendo sido preparados 4 tipos de qualidade óssea (D1, D2, D3 e D4). Uma carga de 300 N foi aplicada em direção vertical à cúspide vestibular e fossa distal das coroas. Foi avaliada a qualidade óssea ideal para uma coroa implantossuportada. Os resultados demonstraram que tensões von Mises na qualidade óssea D3 e D4 foram 163 MPa e 180 MPa, respectivamente, e atingiu os maiores valores no pescoço do implante. Os valores de tensão von Mises em qualidade óssea D1 e D2 foram 150 MPa e 152 MPa, respectivamente, também no pescoço do implante. Foi observada distribuição mais homogênea da tensão em todo o osso. A conclusão do estudo indicou que para as qualidades de osso investigadas, as concentrações de tensão no osso compacto seguiram as mesmas distribuições como no modelo de osso D3, mas devido ao fato de que o osso trabecular ser mais fraco e menos resistente à deformação do que as outras qualidades ósseas modeladas, as magnitudes de tensão foram maiores no osso D3 e D4.

Matsuzaka et al. (2005) avaliaram a taxa de contato entre ossos e implantes, com ou sem esplintagem. Sob anestesia geral, foi perfurada uma cavidade de 8 mm de profundidade na crista mandibular onde os dentes haviam sido extraídos 4 meses antes para um implante dentário. Implantes de parafusos cilíndricos com superfície áspera de 4mm de diâmetro e 8 mm de comprimento foram colocados com esplintagem do lado direito e sem esplintagem do lado esquerdo, usando pilares em ouro. Foram ajustadas placas de resina na maxila para anexar o pilar de ouro em cada mandíbula. Em 4, 8 ou 12 semanas após a implantação, as amostras foram

coradas com azul de toluidina e fucsina. Foi realizada análise morfológica para medir as taxas de contato osso-implante e o novo contato osso-implante. A relação de contato osso/implante no lado lingual foi superior ao lado bucal em ambos os grupos esplintados e não esplintados. As taxas de contato osso/implantes no grupo esplintado também foram superiores no grupo não esplintado. A proporção de novo contato osso-implante não foi significativamente diferente entre os grupos esplintado e não esplintado, com exceção do osso esponjoso em 4 semanas. A conclusão é de que a esplintagem de implantes dentários com carga imediata pode ser adequada para a osseointegração, particularmente no osso esponjoso.

Wang et al. (2002) criaram um modelo tridimensional de elementos finitos consistindo de um bloco de osso e 2 coroas simuladas de pré-molar suportadas por 2 implantes cilíndricos adjacentes sem envolvimento imediato do osso cortical, com o intuito de investigar os efeitos dos materiais de prótese e também da esplintagem de prótese sobre a tensão de osso peri-implantar sob cargas estáticas. Foi avaliado a tensão Von Mises máximo do peri-implante, equivalente a tensão óssea, quando uma carga horizontal ou vertical de 1 N foi aplicada no centro de uma resina única, liga de ouro ou coroa de porcelana, esplintada ou não à coroa adjacente. Os resultados numéricos indicaram que: (1) em uma única coroa, nenhuma diferença significativa pode ser encontrada na máxima tensão Von Mises entre materiais diferentes para ambas as cargas (vertical e horizontal); (2) a esplintagem de coroas reduziu a tensão máxima Von Mises induzida pela carga horizontal e a tensão máxima aumentou 14% para a carga horizontal, quando o material restaurador foi mudado de liga de ouro ou de porcelana para resina. Nas condições de análise da pesquisa, os materiais de prótese de uma coroa única registraram efeitos significativos na tensão óssea peri-implantar. A esplintagem das coroas reduziu a tensão óssea peri-implantar sob carga horizontal. A liga de ouro e a porcelana demonstraram, individualmente, menor tensão óssea peri-implantar do que a resina na situação de coroa esplintada sob carga estática horizontal. A conclusão de Wang et al. (2002) é que a esplintagem de coroas de implantes adjacentes com materiais restauradores relativamente duros é recomendado para implantes com osso de baixa qualidade ao seu redor.

Vigolo e Zaccaria (2010) compararam a alteração do nível ósseo marginal entre implantes esplintados e não esplintados instalados em maxila com acompanhamento de 5 anos. Entre 2002 e 2004, 44 pacientes que receberam três

implantes adjacentes foram incluídos no estudo. Todos os 132 implantes foram colocados em segmentos posteriores da maxila. No lado esquerdo das maxilas os implantes foram restaurados com restaurações cimentadas esplintadas e no lado direito das maxilas os implantes foram restaurados com restaurações cimentadas unitárias. A reabsorção óssea marginal foi medida com radiografias intraorais anualmente e durante 5 anos. Os dados foram analisados estatisticamente com o teste de Mann-Whitney U e o teste de Kolmogorov-Smirnov de duas amostras para identificar diferenças entre restaurações de implantes esplintadas e não esplintadas. Cento trinta e dois implantes foram colocados em 44 pacientes. Dois pacientes (6 implantes no total) não concluíram o estudo. Três implantes falharam no segundo estágio cirúrgico. Dos restantes 123 implantes, 63 foram restaurados com restaurações cimentadas esplintadas e 60 foram restaurados com restaurações cimentadas não esplintadas. As mudanças de nível ósseo médio marginal no recall de 5 anos foram de  $-0,7 \pm 0,2$  mm para restaurações esplintadas e de  $0,8 \pm 0,2$  mm para restaurações não esplintadas. As conclusões foram: (1) a perda óssea marginal peri-implantar ao redor de implantes unitários foi estatisticamente equivalente à perda óssea observada em implantes esplintados; e (2) vários implantes não esplintados podem ser incluídos com sucesso em muitas situações clínicas em um esforço para otimizar a estética e contornar o problema de não passividade na montagem da estrutura protética.

Meriç et al. (2011a) compararam os efeitos de duas geometrias distintas de pescoço de implantes na distribuição de tensão no osso ao redor dos implantes que suportavam cantiléver de dentaduras parciais fixas (CFPDs), bem como no complexo de implante-pilar e nas superestruturas. O método de elemento finito tridimensional foi selecionado para avaliar a distribuição da tensão. As dentaduras parciais fixas apoiadas por implantes com microsegmentos estruturados do colar (MCS) e as não apoiadas por implantes com microsegmentos estruturados do colar (NMCS) foram modeladas; foram aplicadas aos modelos (separadamente) forças verticais de 300 N, oblíquas de 150 N e horizontais de 60 N. Foram calculados os valores de tensão no osso, no complexo implante-pilar e nas superestruturas. No modelo MCS, maiores tensões foram localizadas no complexo implante-pilar, no caso de carga vertical, enquanto tensões diminuídas foram detectadas no osso cortical e no complexo implante-pilar em carregamento horizontal e oblíquo. No caso de carga vertical, foi observada diminuição de tensões na estrutura e no osso

esponjoso. As maiores tensões de von Mises foram encontradas no material de recobrimento dos modelos NMCS. Após carregamento horizontal e oblíquo, o modelo MCS registrou maior tensão no osso esponjoso e na estrutura que o modelo NMCS. A conclusão de Meriç et al. (2011a) é que a distribuição de tensão em dentaduras parciais fixas implantossuportadas está correlacionada com o macro design do colar de implante e com a direção da força aplicada.

Al-Ansari et al. (2012) selecionaram alguns ensaios clínicos randomizados de coorte prospectivo e retrospectivo com acompanhamento médio de pelo menos três anos. Foram considerados artigos publicados em inglês ou alemão, com informações sobre as taxas de sobrevivência de implantes e restaurações implantossuportadas, bem como sobre complicações técnicas e biológicas, gerando uma síntese qualitativa. Doze estudos foram incluídos, dos quais seis eram aleatorizados. Depois de três anos não foi encontrada diferença nas taxas de sobrevivência de implantes entre os esplintados e não esplintados. A maioria dos estudos incluídos indicou que o modelo não esplintado necessitou maior manutenção protética. Não foi encontrada diferença significativa na situação peri-implantar entre os modelos esplintados e não esplintados. Na maioria dos estudos que avaliou a satisfação dos pacientes também não foi observada diferença significativa em sua preferência. Dentro da limitação da revisão sistemática, os autores concluíram não existir diferença significativa entre os dois modelos de overdentures implantossuportadas com relação à saúde do tecido mole ou da satisfação dos pacientes, embora as overdentures esplintadas por barra demonstrassem menor manutenção protética. Além disso, Al-Ansari et al. (2012) sugerem a instalação e esplintagem de três implantes no caso de osso insuficiente na maxila posterior.

#### **4.6 Passividade / Oclusão**

Guichet et al. (2002) estudaram o efeito da esplintagem e da intensidade do contato interproximal na transferência de tensões em restaurações sobre implante. Foi fabricado um modelo fotoelástico de uma mandíbula posterior no qual foram incluídos três implantes de 3,75 mm de diâmetro com 10,0 mm de comprimento nas posições do primeiro e segundo pré-molares e primeiro molar. O canino natural estava com a presença simulada. Para as restaurações não unidas, cimentadas



sobre pilares preparados, cinco situações de intensidade dos contatos proximais foram avaliadas: aberta, ideal (lâmina de 8  $\mu\text{m}$  puxada sem rasgar), leve (ideal mais 10  $\mu\text{m}$ ), média (ideal mais 50  $\mu\text{m}$ ) e pesada (ideal mais 90  $\mu\text{m}$ ). Para as restaurações esplintadas, foram fabricadas três próteses parciais fixas e cimentadas sobre os mesmos pilares. Analisando a distribuição de tensões na presença ou ausência de carga, Guichet et al. (2002) concluíram ter havido aumento de tensão entre os implantes quanto mais apertados estavam os contatos proximais das restaurações isoladas, evidenciando condições de não passividade. Além disso, sob incidência de carga, as tensões apresentaram maior concentração ao redor do implante no qual a carga incidia. As próteses esplintadas, por sua vez, distribuíram as tensões mais uniformemente entre os implantes sob carga. Os resultados do estudo *in vitro* sugerem que o aperto de contato excessivo entre coroas individuais pode levar a uma situação de não passividade. No estudo, restaurações esplintadas exibiram melhor distribuição de carga do que as não esplintadas.

De acordo com Mandia et al. (2007) a não ferulização das coroas propicia um assentamento passivo mais efetivo, o que sugere uma diminuição das tensões na interface osso-implante, uma melhor condição de higienização pelo paciente, diminuição da complexidade da execução do trabalho protético e conseqüentemente redução no custo final do mesmo. Porém o ajuste dos contatos proximais se apresenta como um fator que dificulta e influencia diretamente a passividade do assentamento das coroas unitárias, devido a ausência do ligamento periodontal com seus propiocetores.

A decisão de esplintar ou não a prótese sobre implante depende da oclusão (CLELLAND et al., 2010), das características do paciente e da técnica cirúrgica (ÖSTMAN et al., 2006).

A distribuição da carga oclusal é considerada um dos principais fatores que influenciam no sucesso ou insucesso dos implantes após a osseointegração. Em função da ausência de ligamento periodontal e do seu comportamento biomecânico caracterizado por forças não axiais aplicadas sobre a prótese implantossuportada, pode-se dizer que elas se concentram na união do intermediário e na crista óssea, o que pode causar falha mecânica dos componentes protéticos e microfraturas no osso, levando à reabsorção óssea (WANG et al., 2002).

Grossmann et al. (2005) revisaram a literatura quanto à necessidade esplintar implantes quando de sua restauração provisória imediatamente após a colocação do

implante e sua eficácia. Foi realizada uma série prospectiva de casos consecutivos de 2 a 5 unidades. A conclusão dos autores é quando o guia canino estiver e oclusão for estável, as restaurações multiunitárias em um único quadrante não precisarão ser imobilizadas quando provisionalizadas.

Permanece controversa a reabilitação de restaurações implantossuportadas quanto à necessidade de as coroas adjacentes serem esplintadas. Nissan et al. (2010) compararam os efeitos simulados de carga oclusal de três implantes restaurados com coroas cimentadas esplintadas versus não esplintadas. Três implantes adjacentes foram inseridos passivamente em três furos de um modelo fotoelástico. Duas combinações de restaurações cimentadas foram fabricadas, sendo três coroas adjacentes não esplintadas e três coroas adjacentes esplintadas. Foram conectados extensômetros aos colares do implante e às margens das coroas. Quinze cargas estáticas axiais de 20 kg foram aplicadas uns aos outros por um aparelho especialmente desenvolvido. Os extensômetros localizados no pescoço do implante que suportavam as restaurações esplintadas demonstraram significativamente ( $P < 0,001$ ) maior tensão (soma = 3348 $\pm$ 54) em comparação com as coroas unitárias (soma = 988 $\pm$ 57). Em contraste, maior tensão significativa ( $P < 0,001$ ) foi registrada em extensômetros localizados à margem da restauração das coroas unitárias (soma = 756 $\pm$ 32) quando comparada com restaurações esplintadas (soma = 186 $\pm$ 12). O conceito de esplintagem de implantes adjacentes para diminuir a carga das estruturas de suporte exige reavaliação. A relevância clínica dos achados requer mais investigações.

Conforme estudos realizados por Vigolo e Zaccaria (2010), vários implantes não esplintados podem ser incluídos com sucesso em muitas situações clínicas em um esforço para otimizar a estética e contornar o problema de não passividade na montagem da estrutura.

Assunção et al. (2011) fizeram uso de análise de elementos finitos em 3D para avaliar o efeito do desajuste vertical e angular em 4 próteses de 3 peças implantossuportadas retidas por parafusos quanto à resposta biomecânica no osso peri-implantar, nos implantes e nos componentes protéticos. Quatro modelos tridimensionais foram fabricados para representar uma seção mandibular posterior direita com um implante na região do segundo pré-molar (2PM) e outro na região do segundo molar (2M). Os implantes foram esplintados por próteses metalcerâmicas de 3 peças, que diferiam de acordo com o tipo de desajuste, representado por

quatro modelos diferentes: (1) controle – prótese com ajuste completo para implantes; (2) UAM – prótese com desajuste angular unilateral de 100  $\mu\text{m}$  na região mesial do segundo molar 2M; (3) UVM – prótese apresentando desajuste vertical de 100  $\mu\text{m}$  na região mesial do segundo molar 2M; e (4) TVM – prótese com total desajuste vertical de 100  $\mu\text{m}$  na plataforma da estrutura do segundo molar 2M. Uma carga vertical de 400 N foi distribuída e aplicada em 12 pontos centralizados pelo software Ansys, ou seja, uma carga vertical de 150 N foi aplicada em cada molar 2M na prótese e uma carga vertical de 100 N foi aplicada em cada um dos pré-molares 2PM. Os valores de tensão e distribuição no tecido ósseo peri-implantar foram similares em todos os grupos. Os modelos com desajuste exibiram padrões diferentes de distribuição e aumentaram a magnitude da tensão em comparação com o grupo controle. Os mais altos valores de tensão foram observados no parafuso de retenção e no corpo do implante no grupo de prótese com desajuste angular unilateral de 100  $\mu\text{m}$  na região mesial do segundo molar (UAM). O grupo de prótese apresentando desajuste vertical de 100  $\mu\text{m}$  na região mesial do segundo molar (UVM) exibiu valores elevados de tensão na plataforma da estrutura e o grupo de prótese com total desajuste vertical de 100  $\mu\text{m}$  na plataforma da estrutura do segundo molar (TVM) exibiu valores elevados de tensão no hexágono do implante. As conclusões foram: (1) os três tipos de desajuste influenciaram a magnitude e a distribuição de tensões; (2) a influência do desajuste no tecido ósseo peri-implantar foi modesta; e (3) cada tipo de desajuste aumentou os valores de tensão em diferentes regiões do sistema.

## 5 DISCUSSÃO

A osseointegração de implantes confeccionados a base de titânio já é um processo comprovado e consagrado na odontologia atual. Novas técnicas foram introduzidas, especialmente na área de design dos implantes, biomateriais e cirurgias menos traumáticas aumentando a aplicabilidade e previsibilidade dos implantes. No entanto, pesquisas clínicas e laboratoriais mostram que o sucesso clínico e longevidade dos implantes são controlados, em grande parte pelo fator biomecânico (BRÄNEMARK, 1977; FAVERANI et al., 2011).

O principal motivo de esplintar implantes seria minimizar a tensão, aumentando a área de resistência e a distribuição de cargas. Isso reduziria a sobrecarga potencial da crista óssea que pode levar a menos complicações, tais como afrouxamento da prótese, fratura e/ou perda do implante (AKÇA e IPLIKÇIOGLU, 2001; WANG et al., 2002; NISSAN et al., 2010).

A favor da esplintagem podem ser citados Balshi et al. (1996), para quem há menos perdas de parafusos protéticos 8% em próteses esplintadas *versus* 48% em próteses não esplintadas; e Khartik et al. (2010) afirmando que dois implantes posteriores fixados juntos ajudam a proteger contra os efeitos indesejáveis de carga excêntrica na direção mesiodistal e ajudam a distribuir as forças sobre uma área maior de superfície de implante na direção vestibulo-lingual.

No entanto, alguns estudos clínicos apresentam resultados contraditórios, demonstrando que a esplintagem de implantes não melhora de maneira significativa a taxa de sucesso em próteses fixas parciais (97,1%) comparando com próteses unitárias (94,3%) (NISSAN et al., 2011).

Fatores como dificuldade de higienização (LINDHE; MEYLE, 2008), complexidade de próteses fixas extensas (BECKER et al., 2000; KHARTIK et al., 2010), a flexão mandibular (ENGLISH et al., 1993), a ausência de passividade (GUICHET et al., 2002; MANDIA et al., 2007) e perda óssea marginal (COCHRAN et al., 2009), contra indicam a esplintagem de implantes.

Contra a esplintagem podem ser citados Rokni et al. (2005) e Cochran et al. (2009) que relatam maior perda óssea em implantes esplintados. Guichet et al. (2002) lembram que a passividade na adaptação de restaurações múltiplas é dificilmente alcançada, sugerindo assim, a individualização das mesmas. Além dos

benefícios relacionados aos procedimentos laboratoriais, as coroas individualizadas reduzem a transmissão de tensões durante a flexão mandibular minimizando o afrouxamento ou fratura de componentes (HOBKIRK e SCHWAB, 1991; ENGLISH et al., 1993).

Ampliando os questionamentos, próteses esplintadas geram distribuições de tensão mais uniformes, mas os dados de distribuição de tensão não são estatisticamente diferentes dos observados nas próteses não esplintadas (CLELLAND et al., 2010).

Em virtude de controvérsias, Grossmann et al. (2005) sugerem que os implantes devem ser imobilizados se houver um número reduzido de pontos oclusais naturais, planos íngremes de orientação anterior, hábitos orais parafuncionais, próteses sobre implantes que incluam os caninos, maxila totalmente edêntula e/ou com retenção comprometida e formas de resistência dos componentes protéticos. Becker et al. (2000) sugerem que se evite a união de mais do que dois a quatro implantes em uma única peça com o intuito de reduzir a complexidade e o custo da reabilitação.

Na revisão da literatura ficou constatado um conjunto de situações clínicas indicando ou não a esplintagem de coroas implantossuportadas em segmentos posteriores visando à longevidade protética e manutenção da osseointegração (DAVIES, 1998; BRANDÃO et al., 2010).

A decisão de esplintar ou não a prótese sobre implante depende de vários fatores, dentre eles: tipo de conexão, comprimento e diâmetro do implante, relação coroa/implante, qualidade óssea, passividade protética e oclusão (ÖSTMAN, 2006; CLELLAND et al., 2010).

## **5.1 Tipos de conexão**

A decisão de esplintar ou não a prótese sobre implante depende do tipo de conexão (ÖSTMAN et al., 2006). Os sistemas de conexão (cone morse, hexágono interno e externo de implantes) são usados extensivamente, mas cada um deles apresenta uma aplicação clínica específica. Devido à transmissão das tensões eles oferecem diferentes repercussões na prótese e crista óssea. Observações clínicas têm facilitado a identificação de fatores que levam a falhas mecânicas da coroa e do implante (MERZ et al., 2000; KHRAISAT et al., 2002; MAEDA et al., 2006). A

distribuição de tensão em próteses parciais fixas implantossuportadas está correlacionada com o macro design do colar de implante e com a direção da força aplicada (MERIÇ et al. 2011a).

Quaresma et al. (2008) compararam conexões de hexágono interno com conexões em cone morse e foram observados os seguintes resultados: o implante cilíndrico conectado a um pilar parafusado hexagonal interno (hexágono interno) produz maiores tensões no osso alveolar e na prótese e menores tensões no complexo do pilar; o implante cônico conectado a um pilar sólido, interno e cônico (cone morse) fornece menores tensões no osso alveolar na prótese e maiores tensões no pilar.

Há superioridade das conexões cone morse dos pilares, explicada pela maior estabilidade por maiores períodos de tempo nas aplicações clínicas, resistência à fadiga e o modo de fratura (MERZ et al., 2000). A dissipação das tensões neste tipo de conexão é razão para maior resistência nas repetitivas cargas laterais (KHRAISAT et al., 2002). Alguns autores demonstraram que apesar da evidencia de aumento de distribuição de cargas em próteses esplintadas, esse aumento não é significativo em casos de conexões internas, quando comparados com externas (BASTOS, 2008; CLELLAND, 2010). Além disso, Clelland et al. (2010) demonstrou que a esplintagem não é significativa para os implantes de conexão interna quando a relação coroa/implante for menor que 1.

## **5.2 Comprimento e diâmetro do implante**

A decisão de esplintar ou não a prótese sobre implante depende do comprimento do implante (ÖSTMAN et al., 2006; CLELLAND et al., 2010).

Estudos mostram que implantes curtos (7 a 9 mm) tendem a falhar significativamente mais frequentemente do que implantes longos após a aplicação de carga (WINKLER et al., 2000). A esplintagem é sugerida para minimizar as concentrações de tensões e possibilitar maior longevidade de implantes curtos (WINKLER et al., 2000; BASTOS et al., 2008; YANG et al., 2011). De acordo com Yang et al. (2011), a esplintagem de dois implantes curtos tem a mesma eficácia biomecânica do que de um único implante longo.

Em contrapartida, estudos mostraram que independente da ferulização, o comprimento do implante não influencia na sua sobrevivência. (DEPORTER et al.,

2002; ROKNI et al., 2005 e COCHRAN et al., 2009). Deporter et al. (2002) demonstrou em um estudo clínico 100% de taxa de sobrevivência, com mínima ou nenhuma perda de crista óssea, para implantes de 7 mm e 9 mm com coroas protéticas unitárias. De acordo com Cochran et al. 2009, após 5 anos de carga, implantes únicos registram 2.64 mm de perda óssea, enquanto os implantes com restaurações esplintadas registram 2.90 mm de perda óssea (diferença cumulativa de 0,26 mm).

Rokni et al. (2005) afirmam que implantes longos (9 ou 12 mm) e esplintados registram maior perda óssea (0.2 mm ou mais) do que implantes curtos (5 ou 7 mm) e/ou unitários.

Um implante largo ou dois implantes reduzem a tensão de pico na crista óssea em 29-37% para os casos esplintados e não esplintados. Inserindo o implante padrão em ambas as áreas de pré-molar e molar, as tensões ósseas são idênticas para os modelos os casos esplintados e não esplintados. No entanto, a esplintagem de coroas adjacentes mostra diminuição das tensões ósseas na região do pré-molar da ordem de 25% quando o implante largo ou dois implantes são colocados na região molar. As vantagens biomecânicas de usar o implante largo ou dois implantes são quase idênticas. O benefício de compartilhamento de carga em coroas esplintadas é notável apenas quando os implantes nas regiões de pré-molares e molares tiverem diferentes capacidades de suporte ósseo e oclusal (HUANG et al. 2005).

Menores valores de tensão foram obtidos com a configuração de implantes de maior diâmetro para casos esplintados e unitários (AKÇA e IPLIKÇIOGLU, 2001; HUANG, 2005; YANG, 2011). A tensão diminui significativamente com um aumento no diâmetro de implante nas restaurações de implantes curtos e longos, e a tensão observada é idêntica entre implantes curtos esplintados do mesmo diâmetro e implantes longos esplintados, confirmando que a esplintagem de dois implantes curtos tem a mesma eficácia biomecânica do que a de um único implante longo (YANG et al. 2011).

### **5.3 Relação coroa / implante**

A decisão de esplintar ou não a prótese sobre implante depende da relação coroa/implante (ÖSTMAN et al., 2006).

Em seus estudos Clelland et al., (2010) afirma que a esplintagem pode não ser significativa para os implantes de conexão interna quando a relação coroa/implante for menor que 1.

Em estudo feito por Nissan et al. (2011) foram utilizados quatro grupos de restaurações cimentadas esplintadas com proporções de relação coroa/implante (CI) de 1:1, 1:1,5, 1:1,75 e de 1:2. O espaço de altura da coroa (CHS) foi de 10, 15, 17,5 e 20 mm, respectivamente. A aplicação de força em 30° nos casos com CI de 1:1,75 e 1:2 resultou em fratura do parafuso do pilar seguido de desalojamento das coroas. As falhas foram observadas no espaço de altura da coroa (CHS) de 15 mm ou acima. Concluiu-se que nesse modo biomecânico a esplintagem não impede a falha protética quando o espaço de altura da coroa (CHS) for de 15 mm ou maior.

O aumento vertical do osso é altamente recomendado em casos com um CHS igual ou superior a 15 mm (Nissan et al., 2011).

#### **5.4 Tipo de osso**

A estabilidade primária dos implantes depende do contato do osso com o implante (ERSANLI et al. 2005), mas a decisão de esplintar ou não a prótese sobre implante depende da qualidade óssea (ÖSTMAN et al., 2006; CLELLAND et al., 2010). Implantes usinados e rosqueados mais longos e mais largos falham menos do que implantes padronizados de menor diâmetro (3,75 mm), com falhas concentradas em pacientes com má qualidade óssea (VAN STEENBERGHE et al. 1990). As magnitudes de tensão são maiores em osso D3 e D4 (SEVIMAY et al. (2005).

A esplintagem de implantes dentários com carga imediata é adequada para a osseointegração, particularmente no osso esponjoso (MATSUZAKA et al. 2005).

A perda óssea marginal peri-implantar ao redor de implantes unitários é estatisticamente equivalente à perda óssea observada em implantes esplintados (VIGOLO; ZACCARIA, 2010).

Al-Ansari et al. (2012) sugerem a instalação e esplintagem de três implantes no caso de osso insuficiente na maxila posterior.



## 5.5 Passividade / Oclusão

A decisão de esplintar ou não a prótese sobre implante depende da oclusão (ÖSTMAN et al., 2006; CLELLAND et al., 2010). A esplintagem entre implantes não apresenta qualquer efeito negativo em sua longevidade quando o assentamento da estrutura for passivo, mas deve existir paralelismo entre os implantes, especialmente em próteses cimentadas (BECKER et al. 2000). A importância de conseguir um contato ideal passivo entre implantes é mais crucial do que entre dentes naturais devido à falta de um ligamento periodontal ao redor de implantes e da resposta dinâmica reduzida (KHARTIK et al., 2010). Contudo, a obtenção de uma forma passiva de prótese esplintada em vários implantes é tecnicamente mais difícil de realizar do que um caso individual de coroas sobre implantes (KHARTIK et al., 2010). Além disso, o conceito de esplintagem de implantes adjacentes para diminuir a carga das estruturas de suporte exige reavaliação (NISSAN et al. 2010).

De acordo com Guichet et al. (2002) o aperto de contato excessivo entre coroas individuais pode levar a uma situação de não passividade. Restaurações esplintadas exibem melhor distribuição de carga do que as não esplintadas.

Mandia et al. (2007) defende que a não ferulização das coroas propicia um assentamento passivo mais efetivo, o que sugere uma diminuição das tensões na interface osso-implante, melhor condição de higienização pelo paciente, diminuição da complexidade da execução do trabalho protético e redução no custo final. Contudo, adverte que o ajuste dos contatos proximais se apresenta como um fator que dificulta e influencia diretamente a passividade do assentamento das coroas unitárias devido à ausência do ligamento periodontal e seus propiocetores (MANDIA et al., 2007; KHARTIL et al., 2010).

Forças não axiais aplicadas sobre a prótese implantossuportada se concentram na união do intermediário e na crista óssea, o que causa falha mecânica dos componentes protéticos e microfraturas no osso, levando à reabsorção óssea (WANG et al., 2002). Quando o guia canino existir e a oclusão for estável, as restaurações multiunitárias em um único quadrante não precisarão ser imobilizadas quando provisionalizadas (GROSSMANN et al. 2005). Vários implantes não esplintados podem ser incluídos com sucesso em muitas situações clínicas em um esforço para otimizar a estética e contornar o problema de não passividade na montagem da estrutura (VIGOLO; ZACCARIA, 2010).

## 6 CONCLUSÃO

A proposição desse estudo foi determinar em quais situações clínicas há indicação para a esplintagem de coroas implantossuportadas em segmentos posteriores visando à longevidade. Com base nessa revisão de literatura, podemos concluir que:

1. A conexão do tipo cone morse influenciou diretamente na distribuição de tensões quando comparado às conexões externas, especialmente quando há necessidade de se individualizar as coroas. A esplintagem parece não ser tão significativa para implantes de conexões internas;
2. O comprimento dos implantes não influenciou na distribuição de tensões em próteses parciais posteriores esplintadas ou unitárias. Já o aumento no diâmetro dos implantes diminuiu significativamente as tensões para casos esplintados e unitários.
3. A esplintagem parece não ser significativa para os implantes de conexão interna quando a relação coroa/implante for menor ou igual a 1:1. Já para casos em que a relação coroa/implante é de até 1:1,5 a esplintagem parece ajudar na distribuição das tensões. No entanto, para casos em que a relação coroa/implante for maior que 1:1,5 a esplintagem não impede a falha protética.
4. Como as magnitudes de tensão são maiores em osso D3 e D4, sugere-se a ferulização dos implantes instalados nessas regiões.
5. A esplintagem entre implantes não apresenta qualquer efeito negativo em sua longevidade quando o assentamento da estrutura for passivo. Contudo, a adaptação passiva de reabilitações múltiplas é dificilmente alcançada, por isso, alguns autores sugerem a individualização das restaurações.

Muitos foram e continuam sendo os investigadores que buscam esclarecer essa questão por meio de vários métodos, incluindo análises de elementos finitos, análises de modelo fotoelástico e investigações clínicas. No entanto, não há consenso sobre qual padrão protético (esplintado ou não) é superior. Mais pesquisas, principalmente clínicas, precisam ser realizadas para que se possa afirmar qual técnica é mais vantajosa tanto biologicamente como proteticamente.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** v.16, n.5, p.722-730, 2001.
2. AL-ANSARI, A. No difference between splinted and unsplinted implants to support overdentures. **Evid Based Dent**.v.13, n.2, p.54-55, 2012 Jun.
3. ALBREKTSSON, T.; BRÄNEMARK, P. I.; HANSSON, H. A. et al., Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, directbone-to-implant anchorage in man. *Acta Odontol. Scand.*, Stockholm, v. 52, n. 2, p.155-70, 1981.
4. ASSUNÇÃO WG, 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** v.26, n.4, p.788-796, 2011 Jul-Aug.
5. BAGGI, L.; CAPPELLONI, I.; DI GIROLAMO, M.; MACERI, F. ; VAIRO, G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. **J Prosthet Dent**, n.100, p.422-431, 2008.
6. BALSHI, T. J.; HERNANDEZ, R. E.; PRYSZLAK, M. C.; RANGERT, B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. **Int J Oral Maxillofac Implants**, n.11, p.372-378, 1996.
7. BASTOS, P. L. **Influência do comprimento, da ferulização e do tipo de conexão de implantes na distribuição de tensões em próteses parciais posteriores**: análise fotoelástica. Tese [Doutorado em Clínica Odontológica, Prótese Dental, Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, SP. 109p.]. Piracicaba, SP: UNICAMP, 2008.
8. BECKER, C. M.; KAISER, D. A.; JONES, J. D. Guidelines for splinting implants. **J Prosthet Dent** v.84, n.2, p.210-214, 2000.
9. BORNSTEIN; M. M.; VALDERRAMA, P.; JONES, A. A. et al. Bone apposition around two different and blasted and acid-etched titanium implant surfaces: a histomorphometric study in canine mandibles. **Clin Oral Implants Res.**, Copenhagen, n. 19, p. 233-41, 2008.
10. BRANDÃO, M. L.; ESPOSTI, T. B. D.; BISOGNIN, E. D; HARARI ND; VIDIGAL JR. GM; CONZ MB. Superfície dos implantes osseointegrados X resposta biológica. **Implant News**, v.7, n.1, p.95-101, 2010.
11. BRÄNEMARK, P. I.; HANSSIN, B. O.; ADELL. R.; et al., Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw: experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconstr Surg**, Stockholm, v.16, n.1, p.132, 1977.

12. CHEE, W.W.; MORDOHAI, N. Tooth-to-implant connection: a systematic review of the literature and a case report utilizing a new connection design. **Clin Implant Dent Relat Res.**, v.12, n.2, p.122-133, 2010.
13. CLELLAND, N. L.; SEIDT, J. D.; DAROZ, L. G.; MCGLUMPHY, E. A. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, n.25, p.953-959, 2010.
14. COCHRAN, D. L.; NUMMIKOSKI, P. V.; SCHOOLFIELD, J. D.; JONES, A. A.; OATES, T. W. A prospective multicenter 5-year radiographic evaluation of crestal bone levels over time in 596 dental implants placed in 192 patients. **J Periodontol**, n.80, p.725-33, 2009.
15. DAVIES, J. E. Mechanisms of endosseous integration. **Int J Prosthodont**, n.11, p.391-401, 1998.
16. DEGERLIYURT, K.; SIMSEK, B.; ERKMEN, E.; ESER, A. Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular peri-implant structures: a 3-dimensional finite element analysis. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.110, n.2, p.e-1-11, 2010 Aug.
17. DEPORTER D.; TODESCAN R.; RILEY N. Porous-surfaced dental implants in the partially edentulous maxilla: Assessment for subclinical mobility. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v.22, n.2, p.185-192, 2002.
18. ENGLISH, C. E. 1993. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. **Implant Dent**, n.2, p.221-242, 1993.
19. ERSANLI, S. et al. Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. **J Periodontol**, n.76, p.1066-1071, 2005.
20. FAVERANI, L. P.; RAMALHO-FERREIRA, G.; GAETTI-JARDIM, E. G.; OKAMOTO, R.; SHINOHARA, E. H.; ASSUNÇÃO, W. G.; GARCIA JUNIOR, I. R. Implantes osseointegrados: evolução sucesso. **Salusvita**, Bauru, v.30, n.1, p.47-58, 2011.
21. GROSSMANN, Y.; FINGER, I. M.; BLOCK, M. S. Indications for splinting implant restorations. **J Oral Maxillofac Surg**, n.63, p.1642-1652, 2005.
22. GUICHET, D. L.; YOSHINOBU, D.; CAPUTO, A. A. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. **J Prosthet Dent**, n.87, p.528-535, 2002.
23. HOBKIRK, J. A.; SCHWAB, J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, n.6, p.319-328, 1991.
24. HUANG, H. L.; HUANG, J. S.; KO, C. C.; HSU, J. T.; CHANG, C. H.; CHEN, M. Y. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-

dimensional finite element analysis. **Clin Oral Implants Res**, v.16, n.4, p.466-472, 2005 Aug.

25. ISIDOR, F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. **Clin Oral Implants Res**, n.7, p.143-152, 1996.

26. KARTHIK , K. S.; MALLER, SUDHAKARA V.; MATHEW, R. An Insight on Splints and Stents. **JIADS**, v.1, n.3, p.31-34, July - September, 2010. Disponível em: <http://jiads.net/Archives/july-sep/8.pdf>. Acesso em 20 fev. 2013.

27. KHRAISAT, A.; STEGAROIU, R.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J Prosthet Dent**, v.88, n.6, p.604-610, 2002.

28. KORIOTH, T. W.; HANNAM, A. G. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. **J Dent Res**, n.73, p.56-66, 1994.

29. LINDHE J., MEYLE J. Group D of European Workshop on Periodontology. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. **J Clin Periodontol**, v.35, n.8, p.282-285 (suppl.), 2008.

30. MAEDA, Y.; SATOH, T.; SOGO, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implantabutment connections: a short communication. **J Oral Rehab**, n.33, p.75-78, 2006.

31. MANDIA Jr. J.; KESSELRING A. L. F. Biomecânica na implantodontia. In: Jubileu de ouro CIOSP, 25º, 2007, São Paulo. Biomecânica em osseointegração. São Paulo; APCD, 2007 Jan. p. 177-200.

32. MATSUZAKA, K.; NAKAJIMA, Y.; SOEJIMA, Y.; KIDO, H.; MATSUURA, M.; INOUE, T. Effect on the amount of bone-implant contact when splinting immediate-loaded dental implants. **Implant Dent**, n.16, p.309-316, 2005.

33. MERIÇ, G.; ERKMEN, E.; KURT, A.; ESER, A.; ÖZDEN, A. U. Biomechanical comparison of two different collar structured implants supporting 3-unit fixed partial denture: a 3-D FEM study. **Acta Odontol Scand**, v.70, n.1, p.61-71, 2012.

34. MERIÇ, G.; ERKMEN, E.; KURT, A.; ESER, A.; ÖZDEN, A. U. Biomechanical effects of two different collar implant structures on stress distribution under cantilever fixed partial dentures. **Acta Odontol Scand**, v.69, n.6, p.374-384, 2011a.

35. MERIÇ, G.; ERKMEN, E.; KURT, A.; TUNÇ, Y.; ESER, A. Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. **J Dental Sci**, n.6, p.25-32, 2011b.

36. MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.4, p.519-526, 2000.

37. MISCH, C. **A scientific rationale for dental implant design**. St. Louis: Mosby, 1999a.
38. MISCH, C. E. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. **Implant Dent**, n.8, p.376-86, 1999b.
39. MISCH, C. E.; SUZUKI, J. B.; MISCH-DIETSH, F. M.; BIDEZ, M. W. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. **Implant Dent**, n.14, p.108-116, 2005.
40. NISSAN, J.; GHELFAN, O.; GROSS, M.; GHAUSHU, G. Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported fixed cemented restorations. **J Oral Rehab**, n.37, p.658-662, 2010.
41. NISSAN, J.; GROSS, O.; GHELFAN, O.; PRIEL, I.; GROSS, M.; CHAUSHU, G. The effect of splinting implant-supported restorations on stress distribution of different crown-implant ratios and crown height spaces. **J Oral Maxillofac Surg**, v.69, n.12, p.2990-2994, 2011 Dec.
42. ÖSTMAN et al. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. **J Prosthodont**, v.19, p.77-83, 2006.
43. QUARESMA, S. E.; CURY, P. R.; SENDYK, W. R.; SENDYK, C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. **J Oral Implantol**, v.34, n.1, p.1-6, 2008.
44. RATNER, B. D.; PORTER, S. C. Surfaces in biology and biomaterials; description and characterization. In: BRASH J. L. W. (ed.) **Interfacial phenomena and bioproducts**. New York: Marcel Dekker, 1996, p 57-83.
45. ROKNI, S.; TODESCAN, R.; WATSON, P.; PHAROAH, M.; ADEGBEMBO, A. O.; DEPORTER, D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. **Int J Oral Maxillofac Implants**, n.20, p.69-76, 2005.
46. SEVIMAY, M; TURHAN, F.; KILIÇARSLAN, M. A.; ESKITASCIOGLU, G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. **J Prosthet Dent**, v.93, n.3, p.227-234, 2005 Mar.
47. TEXTOR, M.; SITTIG, C.; FRAUCHIGER, V.; et al., Properties and biological significance of natural oxide films on titanium and its alloys. In: BRUNETTE, D. M.; TENGVALL, P.; TEXTOR, M.; THOMSEN, P. (eds.). **Titanium in Medicine**. Berlin: Springer; 2001, p 171-230.
48. VAN STEENBERGHE, D., LEKHOLM, U., BOLENDER, C., FOLMER, T., HENRY, P., HERRMANN, I., HIGUCHI, K., LANEY, W., LINDEN, U. & ASTRAND, P. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. **Int J Oral Maxillofac Implants**, n.5, p.272-81, 1990.

49. VIGOLO, P.; ZACCARIA, M. Clinical evaluation of marginal bone level change of multiple adjacent implants restored with splinted and nonsplinted restorations: a 5-year prospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.25, n.6, p.1189-1194, 2010 Nov-Dec.
50. WANG T. M.; LEU, L. J.; WANG, J. S.; LIN, L. D. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, n.17, p.231-237, 2002.
51. WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T.; ANDERSSON, B.; KROL, J. J. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. **Clin Oral Implants Res**. Copenhagen, n.6, p.24-30, 1995.
52. WINKLER, S.; MORRIS, H. F.; OCHI, S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. **Ann Periodontol**, n.5, p.22-31, 2000.
53. YANG, T. C.; MAEDA, Y.; GONDA, T. Biomechanical rationale for short implants in splinted restorations: an in vitro study. **Int J Prosthodont**, v.24, n.2, p.130-132, 2011 Mar-Apr.